

# *Remerciement*

*Avant de débiter ce rapport, ce projet est la récolte de notre travail de recherche près de trois mois. En préambule, Nous commençons par exprimer notre profonde reconnaissance et nôtres vifs remerciements à **M. KARIM JABER** Ingénieur à l'Ecole Nationale d'Electronique et des Télécommunications de Sfax, Qui nous a honorés en acceptant de diriger ce travail, pour ses encouragements, ses conseils, merci de nous avoir guidés avec patience nous vous sincèrement exprimer notre respect et notre gratitude.*

*Nous tenons à remercier **M. FAKHTEKH AHMED** professeur à l'Ecole Nationale d'Electronique et des Télécommunications de Sfax, pour son encouragement et ses précieux conseils.*

*Merci à **M. Souleyman SMAOUI**, d'avoir accepté d'examiner et de juger ce travail.*

*Et enfin, nous adressons nos sincères remerciements à nos familles, nos sœurs, nos frères et tous nos proches et amis. Qui nous ont accompagné, soutenu et encouragé tout au long de la réalisation de ce projet.*

# Sommaire

<b>Introduction Générale.....</b>	<b>1</b>
<b>Chapitre1 : .....</b>	<b>3</b>
<b>Aspect Médical &amp; Analyse des signaux électromyogrammes(EMGs).....</b>	<b>3</b>
<b>1 Anatomie et structure .....</b>	<b>4</b>
<b>1.1 Définition .....</b>	<b>4</b>
1.1.1 Anatomie de muscle squelettique.....	5
1.1.2 Type de fibre musculaire .....	5
<b>1.2 Caractéristiques fonctionnelles .....</b>	<b>6</b>
<b>1.3 L'unité motrice (UM) .....</b>	<b>6</b>
<b>2 Contraction du muscle.....</b>	<b>7</b>
<b>2.1 Mécanismes cellulaires de la contraction musculaire .....</b>	<b>7</b>
<b>2.2 Phénomène électrique de la contraction musculaire .....</b>	<b>8</b>
2.2.1 Potentiel d'Action(PA).....	8
2.2.2 Potentiel d'Action une unité motrice (PAUM) .....	9
<b>2.3 Phénomène mécanique de la contraction musculaire .....</b>	<b>9</b>
<b>3 Pathologies musculaires.....</b>	<b>10</b>
<b>3.1 Neuropathies .....</b>	<b>10</b>
<b>3.2 Myopathies .....</b>	<b>10</b>
<b>4 L'électromyographie et l'électromyogramme .....</b>	<b>10</b>
<b>5 Traitement du signal EMG .....</b>	<b>12</b>
<b>5.1 Électromyogramme rectifié .....</b>	<b>12</b>
<b>5.2 Électromyogramme normalisé en amplitude .....</b>	<b>13</b>
<b>5.3 Électromyogramme moyen (ou intégré) .....</b>	<b>13</b>
<b>5.4 Électromyogramme lissé .....</b>	<b>13</b>
<b>5.5 Moyenne quadratique de l'EMG (Root Mean Square, RMS).....</b>	<b>13</b>
<b>5.6 Etude énergétique du signal.....</b>	<b>14</b>
<b>6 Paramètres d'analyse temporelle des signaux EMGs.....</b>	<b>14</b>
<b>6.1 Premier paramètre d'analyse : Amplitude du signal (Amp) .....</b>	<b>14</b>
<b>6.2 Deuxième paramètre d'analyse : Energie du signal (En) .....</b>	<b>14</b>
<b>6.3 Troisième paramètre d'analyse : Entropie du signal (Ep) .....</b>	<b>15</b>
<b>6.4 Quatrième paramètre d'analyse : Root Mean Square (RMS) .....</b>	<b>15</b>
<b>6.5 Cinquième et sixième paramètre d'analyse.....</b>	<b>15</b>
<b>7 Paramètres d'analyse fréquentiel des signaux EMGs .....</b>	<b>15</b>

<b>Chapitre2 :</b>	<b>17</b>
<b>Etude et Conception du Système proposé</b>	<b>17</b>
<b>1 Description de fonctionnement de système proposé</b>	<b>18</b>
<b>2 Conception des outils</b>	<b>20</b>
<b>2.1 Choix de matériel électronique utilisé</b>	<b>20</b>
2.1.1 L'ESP32	21
2.1.2 Carte MyoWare	22
2.1.3 Capteur du signal EMG	23
<b>3 Spécification des besoins</b>	<b>24</b>
<b>3.1 Analyse : Diagramme de cas d'utilisation</b>	<b>24</b>
3.1.1 Définition	24
3.1.2 Diagramme de cas d'utilisation pour la partie LABVIEW	24
3.1.3 Diagramme de cas d'utilisation pour la partie plateforme Web	25
3.1.4 Diagramme de cas d'utilisation pour la partie IOT Blynk	26
<b>Chapitre3 :</b>	<b>27</b>
<b>Réalisation et Implémentation du système</b>	<b>27</b>
<b>1 Environnement de travail</b>	<b>28</b>
<b>1.1 Environnement Logiciel</b>	<b>28</b>
1.1.1 LabVIEW	28
1.1.2 PhpMyAdmin	28
1.1.3 Arduino logiciel IDE	28
1.1.4 Xampp	29
1.1.5 Blynk	29
1.1.6 StarUML	29
<b>2 Travail réalisé</b>	<b>29</b>
<b>2.1 Réalisation de l'application sous LABVIEW</b>	<b>29</b>
2.1.1 Fenêtre de bienvenue	29
2.1.2 Fenêtre d'Authentification	30
2.1.3 Fenêtre d'inscription	31
2.1.4 Interface d'accueil	31
2.1.5 Fenêtre d'analyse Temporelle	32
2.1.6 Fenêtre d'analyse Fréquentielle	33
2.1.7 Fenêtre de documentation	33
2.1.8 Fenêtre d'aide	34
2.1.9 Dans le champ de PhpMyAdmin et base des données	34
<b>2.2 Réalisation de la plateforme web</b>	<b>34</b>
2.2.1 Interface d'accueil	35
2.2.2 Interface Authentification	35
2.2.3 Fenêtre d'inscription	36
2.2.4 Fenêtre de liste des patients	37
2.2.5 Fenêtre d'acquisition	37
2.2.6 Fenêtre de documentation	38
<b>2.3 Réalisation de l'interface Blynk</b>	<b>38</b>
2.3.1 Fenêtre d'Authentification	39
2.3.2 Menu principale	39
<b>Conclusion Générale</b>	<b>41</b>

# Liste des figures

<i>Figure 1 : Structure du muscle Squelettique .....</i>	<i>4</i>
<i>Figure 2 : Anatomie de muscle squelettique et de fibre musculaire.....</i>	<i>5</i>
<i>Figure 3 : L'unité motrice .....</i>	<i>7</i>
<i>Figure 4 :Filament d'actine et de myosine lors d'une contraction et d'une relaxation .....</i>	<i>8</i>
<i>Figure 5 :Potentiel d'Action .....</i>	<i>8</i>
<i>Figure 6 : La décomposition d'un signal EMG brute résulte des PAUMs Individuelles .....</i>	<i>9</i>
<i>Figure 7 :Réponse mécanique d'une fibre musculaire à une simulation unique.....</i>	<i>9</i>
<i>Figure 8 : (a) Un Signal EMG origine, (b) EMG rectifié.....</i>	<i>12</i>
<i>Figure 9 : (a) : Un signal EMG brut(original), (b) : Un signal EMG lissé par un filtre passe bas .....</i>	<i>13</i>
<i>Figure 10 : Schéma synoptique d'une plateforme de traitement de signal EMG .....</i>	<i>18</i>
<i>Figure 11 : Le cycle de notre projet.....</i>	<i>19</i>
<i>Figure 12 : Sérial Monitor pour diagnostic .....</i>	<i>19</i>
<i>Figure 13 : ESP-WROOM-32.....</i>	<i>21</i>
<i>Figure 14 : Carte MyoWare.....</i>	<i>23</i>
<i>Figure 15 : Electrodes EMG.....</i>	<i>24</i>
<i>Figure 16 :Diagramme de cas d'utilisation Partie LabVIEW.....</i>	<i>25</i>
<i>Figure 17 :Diagramme de cas d'utilisation Partie Web .....</i>	<i>25</i>
<i>Figure 18 :Diagramme de cas d'utilisation Partie Blynk.....</i>	<i>26</i>
<i>Figure 19 Fenêtre de bienvenue .....</i>	<i>30</i>
<i>Figure 20 : Interface Authentification .....</i>	<i>30</i>
<i>Figure 21 : Fenêtre d'inscription .....</i>	<i>31</i>
<i>Figure 22 : Interface d'accueil .....</i>	<i>32</i>
<i>Figure 23 : Fenêtre d'analyse Temporelle.....</i>	<i>32</i>
<i>Figure 24 : Fenêtre d'analyse Fréquentielle .....</i>	<i>33</i>
<i>Figure 25 : Fenêtre de documentation .....</i>	<i>33</i>
<i>Figure 26 : Fenêtre d'aide .....</i>	<i>34</i>
<i>Figure 27 : Fenêtre d'aide.....</i>	<i>34</i>
<i>Figure 28 : Interface d'accueil.....</i>	<i>35</i>
<i>Figure 29 : Interface Authentification .....</i>	<i>35</i>
<i>Figure 30 : Fenêtre d'inscription .....</i>	<i>36</i>
<i>Figure 31 : Message d'enregistrement.....</i>	<i>36</i>
<i>Figure 32 : Fenêtre d'inscription .....</i>	<i>37</i>
<i>Figure 33 : Fenêtre de liste des patients.....</i>	<i>37</i>
<i>Figure 34 : Fenêtre d'acquisition.....</i>	<i>38</i>
<i>Figure 35 : Fenêtre de documentation .....</i>	<i>38</i>
<i>Figure 36 :Interface d'authentification .....</i>	<i>39</i>
<i>Figure 37 :menu principale .....</i>	<i>40</i>

# Liste des abréviations

**ATP** : Adénosine Triphosphate

**UM** : Unité Motrice

**EMG** : Electro Myo Graphie

**PAUM** : Potentiel d'Action une Unité Motrice

**PAFS** : Potentiels d'Action des Fibres Singulières

**TPAUM** : Trains de Potentiel d'Action une Unité Motrice

**PA** : Potentiels d'Action

**RMS** : La moyenne quadrature (Root Mean Square)

**EN** : Energie du signal

**Ep** : Entropie du signal

**Mean** : Valeur absolue de la moyenne

**Std** : Ecart type

**FMD** : Fréquence Médiane

**FM** : Fréquence Moyenne

**Moy** : Moyenne du signal

**IDE** : Environnement de Développement Intégré

**GNU** : Licence publique générale

# **Introduction Générale**

La nature électrique, ou plus précisément électrochimique, de notre système nerveux nous permet aujourd'hui de sonder facilement l'activité musculaire qu'il régit, que ce soit celle du cœur, grâce aux électrocardiogrammes, ou encore des muscles locomoteurs grâce aux électromyogrammes ainsi que l'activité électrique de son centre de contrôle qu'est le cerveau, grâce à l'électroencéphalographie. L'acquisition de ces activités permet entre autres de diagnostiquer le bon ou mauvais fonctionnement de ces différentes parties du corps et de plus en plus à nous connecter au monde externe grâce à des interfaces humain machine réagissant aux stimuli électriques produit par le système nerveux, ou au contraire interprétant des stimuli externes en signaux électriques et les envoyant au cerveau [16].

Dans ce contexte s'inscrit notre projet de fin d'année qui consiste à étudier et développer une application intitulée « **Développement d'une interface d'acquisition et de supervision du signal EMG** ».

Ce rapport retrace l'évolution de notre projet ainsi que notre travail. Nous sommes amenés à développer une application de système d'acquisition et de traitement des signaux électromyogrammes composée d'une partie LabVIEW (qui consiste à acquérir le signal EMG et à faire son traitement et son analyse dans le domaine temporel et fréquentiel) et d'une partie mobile avec l'utilisation de la plateforme IOT Blynk (interface d'acquisition et de supervision des signaux EMG) et une troisième partie site web (plateforme d'acquisition des signaux EMG). Le rapport est divisé en trois chapitres :

Le premier chapitre est basé sur la présentation de la structure des muscles squelettiques et les pathologies musculaires et l'analyse et exploitation du signal EMG.

Le deuxième chapitre est basé sur les études théoriques de notre projet et la validation du système par simulation et le choix des composants et matériels pour la réalisation de notre système.

Le dernier chapitre est consacré à la partie software, en détaillant tous les interfaces développées pour visualiser les signaux EMG.

Ce projet se termine par une conclusion générale et perspectives.







# **Chapitre1 : Aspect Médical & Analyse des signaux électromyogrammes(EMGs)**

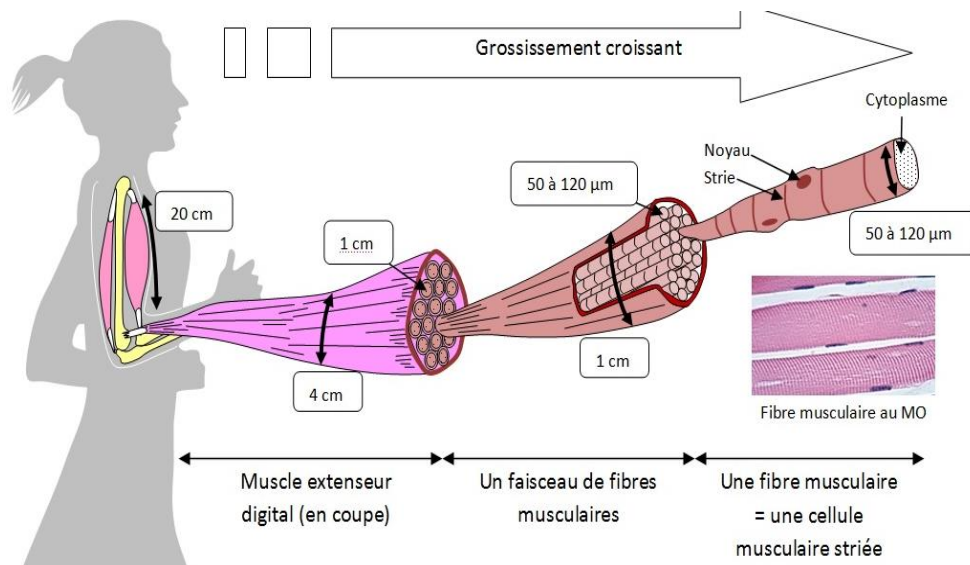
## Introduction

Ce chapitre a pour objectif d'étudier le phénomène d'activité électrique de contraction musculaire (l'électromyographie) et les signaux correspondant (électromyogramme). D'emblée, nous commençons par définir la structure des muscles squelettiques, leurs Caractéristiques fonctionnelles et l'unité motrice. Puis nous nous sommes consacrés aux Mécanismes cellulaires de la contraction musculaire et aux phénomènes électriques et mécanique de muscles. De plus nous donnons une idée sur les pathologies musculaires et l'appareillage qui nous permet l'acquisition de signal EMG. Enfin nous focalisons la dernière partie sur les différentes étapes de prétraitement qui facilitent l'analyse et exploitation du signal EMG. Et qui peuvent être utilisée dans l'extraction de ses caractéristiques.

## 1 Anatomie et structure

### 1.1 Définition

Un muscle squelettique est un tissu musculaire strié peut-être activement et volontairement contrôlé, contrairement au tissu musculaire lisse. Il comprend l'ensemble de cellules musculaires responsables de la circulation et du maintien de notre squelette, il représente la majorité de notre système musculaire. Il peut être stimulé directement et entraîné [2].



**Figure 1 : Structure du muscle Squelettique**

### 1.1.1 Anatomie de muscle squelettique

Les myocytes sont limitées par le sarcolemme, constitué d'une membrane plasmique et d'une lame basale. Chaque fibre musculaire apparaît par fusion de plusieurs cellules musculaires [3]. Les myofibrilles présentent une striation transversale due à la présence de zones claires et de zones sombres.

- **La zone sombre est la bande A** qui résulte de la condensation de molécules de myosine (environ 300 molécules de myosine par filament)
- **Une zone médiane plus claire : la zone H**, qui résulte d'un aménagement particulier de la myosine, en forme de crosse de hockey (avec une tête et une tige). Les tiges se recouvrent les unes les autres, les têtes se regroupent en hélice pour former la strie M.
- **La bande I (pour isotrope)**, divisée en 2 par la strie Z, elle correspond en effet à la jonction entre deux sarcomères), est constituée par 3 autres protéines contractiles disposées en filaments fins.
- **La strie Z** sépare deux sarcomères (qui sont les unités fonctionnelles contractiles) [4].

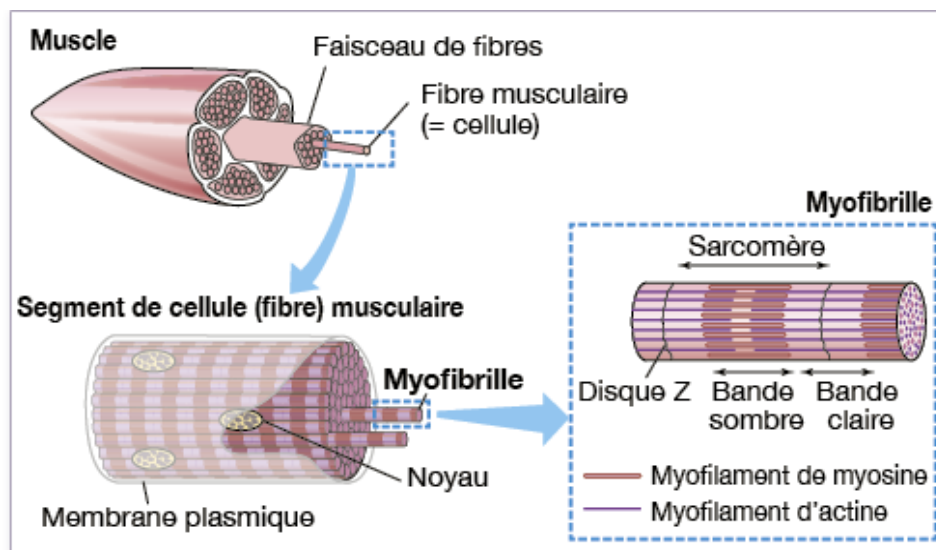


Figure 2 : Anatomie de muscle squelettique et de fibre musculaire

### 1.1.2 Type de fibre musculaire

Les muscles sont des organes hétérogènes qui possèdent de grandes capacités d'adaptation. Ils sont formés de fibres musculaires de plusieurs types que l'on classe en fonction de deux caractéristiques principales : leur vitesse maximale de contraction, c'est-à-dire la vitesse à laquelle les têtes de myosine se détachent de l'actine, et leur métabolisme préférentiel utilisé pour synthétiser les molécules d'ATP.

Il existe de manière générale deux types de fibres musculaires :

- **Les fibres type I ou fibre a contraction lents** : très faibles au niveau force (faible nombre de myofibrilles donc pauvre en ATP), ils contiennent des nombreuses mitochondries, peut fatigable donc ils sont utilisables lors d'un exercice peu puissant. [3]
- **Les fibres type II** contraction rapide il subdiviser a deux sous types :
  - ✚ **Les fibres type IIb** sont extrêmement rapides et fortes (gros diamètre, grand nombre de myofibrilles) et très fatigables.
  - ✚ **Les fibres type IIa** sont des fibres intermédiaires entre les types I et les types II b, donc moyennement fatigables, moyennement fortes et moyennement endurante.

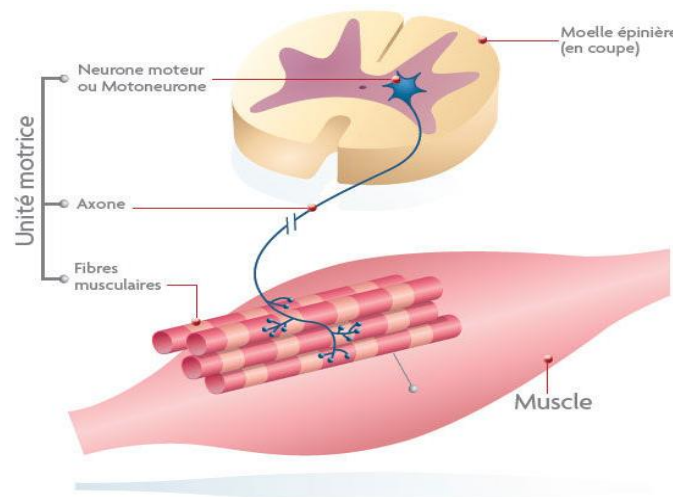
## 1.2 Caractéristiques fonctionnelles

Il existe des propriétés de muscles qui lui permettent de remplir ses fonctions, ils sont :

- **L'Excitabilité** : Facteur de percevoir une stimulation et y répondre, lors d'une stimulation (par produit chimique (acétylcholine par exemple) la réponse de fibre musculaire est la production de propagation de courant électrique (potentiel action) ou long de sa membrane
- **La contractilité** : C'est la capacité de se contracter avec force à la présence de la stimulation appropriée, il est spécifique au tissu musculaire.
- **L'Elasticité** : C'est une propriété physique de muscle, c'est la capacité qu'ont les fibres de répondre leur longueur de repos après l'étirement, l'élasticité joue un rôle d'amortisseur lors de variation brutal de la contraction.
- **L'Extensibilité** : facteur d'étirement, lorsque les fibres musculaires se contractent, elles sont relâchées.
- **La plasticité** : Le muscle a la propriété de modifier sa structure selon le travail qu'il effectue donc le muscle s'adapte au type d'effort.

## 1.3 Unité motrice (UM)

L'UM est l'élément anatomique de base dont l'activité est enregistrée par l'EMG (Electromyogramme). Elle consiste en un motoneurone localisé dans la corne ventrale de la moelle épinière, son axone moteur, et l'ensemble des fibres musculaires motrices qu'il innerve : l'excitation du motoneurone entraîne la contraction de toutes les fibres de l'UM (loi du "tout ou rien") ; sur un plan global, la régulation de l'amplitude de la contraction musculaire s'effectue par le nombre de motoneurones recrutés [4].



**Figure 3 : L'unité motrice**

Les UM varient entre elles par :

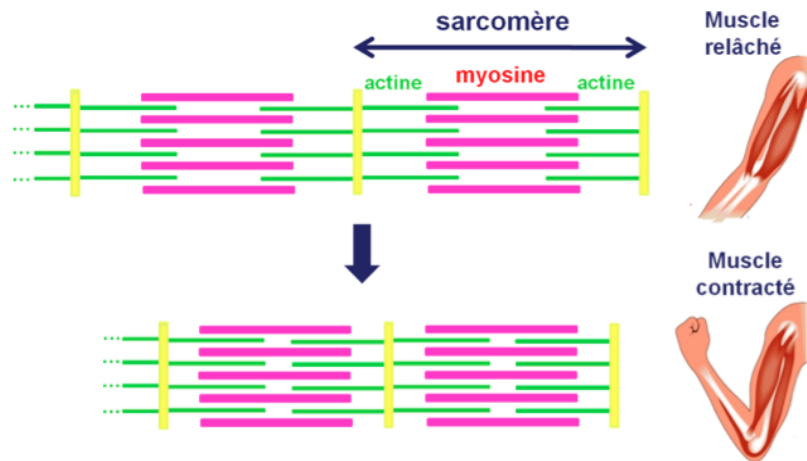
- **Leur type de fibres** : une UM contient un seul et même type de fibres musculaires (I, IIa, IIb) ceci aura une influence à la fois sur la rapidité de contraction de l'UM mais aussi sur sa capacité à résister à la fatigue.
- **Leur nombre de fibres musculaires** : plus le motoneurone innervait de fibres musculaires, plus la force que l'UM pourra développer sera importante.
- **La taille du motoneurone qui innervait les fibres musculaires** : plus son diamètre est important, plus la vitesse de conduction de l'influx est rapide, mais plus sa sensibilité à l'influx nerveux est faible (il faudra une intensité de décharge plus élevée pour réussir à l'exciter car sa gaine de myéline, un isolant constitué de graisses, est plus épaisse).

## 2 Contraction du muscle

### 2.1 Mécanismes cellulaires de la contraction musculaire

La contraction musculaire résulte de la contraction coordonnée de chacune des cellules du muscle. Il existe quatre phases au cours de la contraction d'une cellule musculaire « type » représentées à la figure 4 qui sont :

- **L'excitation ou la stimulation** qui correspond à l'arrivée du message nerveux sur la fibre musculaire.
- **Le couplage excitation-contraction** qui regroupe l'ensemble des processus permettant de transformer le signal nerveux reçu par la cellule en un signal intracellulaire vers les fibres contractiles.
- **La contraction proprement dite.**
- **La relaxation qui est** le retour de la cellule musculaire à l'état de repos physiologique [1].



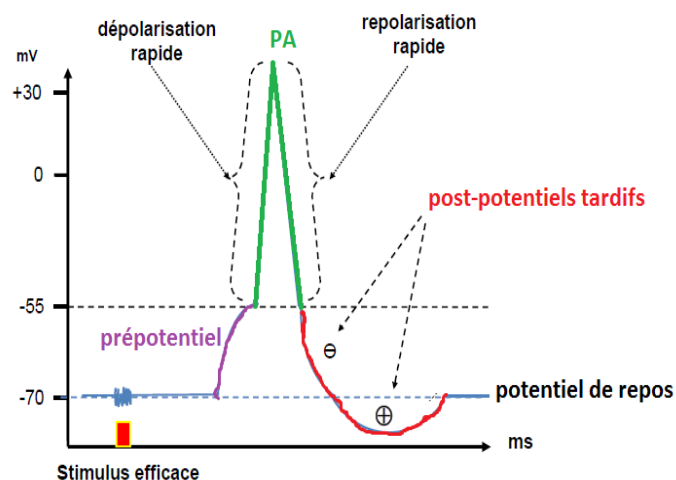
**Figure 4 : Filament d'actine et de myosine lors d'une contraction et d'une relaxation**

## 2.2 Phénomène électrique de la contraction musculaire

### 2.2.1 Potentiel d'Action(PA)

Le potentiel d'action, autrefois et encore parfois appelé influx nerveux, est un événement court durant lequel le potentiel électrique d'une cellule (notamment les neurones, mais aussi d'autres cellules excitables telles que les cellules musculaires par exemple) augmente puis chute rapidement.

En raison de la nature du tissu musculaire qui est considéré comme un volume conducteur, le potentiel d'action résultant, se propageant dans les deux directions de la fibre et atteignant les tendons, crée un courant dans le voisinage de la fibre. Ce dernier crée un champ électrique dans tout le volume conducteur, qui est à l'origine des signaux Electromyogramme (EMG) détectés par aiguilles ou par des électrodes de surface [5].



**Figure 5 : Potentiel d'Action**

### 2.2.2 Potentiel d'Action une unité motrice (PAUM)

Quand une unité motrice est activée via le  $\alpha$ -motoneurone à partir de la moelle épinière vers la jonction neuromusculaire, les fibres appartenant à cette UM sont toutes excitées ensemble et contractées. Les potentiels d'action se propageant le long des fibres créent une activité électrique qui peut être détectée aussi bien par les techniques invasive ou non invasive. Le potentiel détecté reflétant les activités de toutes les fibres est une combinaison de tous les potentiels d'action des fibres singulières (PAFS) appartenant à une même unité motrice et fournissant ainsi le potentiel d'action de l'unité motrice (PAUM) [6].

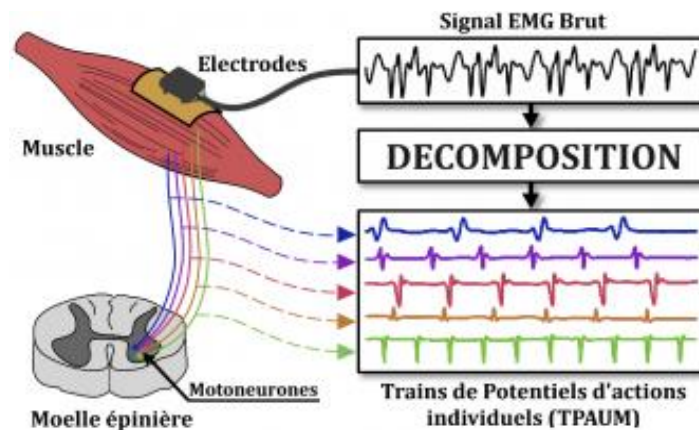


Figure 6 : La décomposition d'un signal EMG brute résulte des PAUMs Individuelles

### 2.3 Phénomène mécanique de la contraction musculaire

Lorsqu'une fibre musculaire squelettique est stimulée par un choc électrique Unique d'intensité convenable, il s'ensuit un phénomène électrique et un phénomène mécanique. Le phénomène électrique s'exprime par un potentiel électrique, qui traduit la dépolarisation de la membrane de la fibre musculaire. Le phénomène mécanique qui en résulte est une secousse c'est-à-dire une brève période de contraction suivie d'une relaxation.

La secousse musculaire est décrite par une courbe d'allure caractéristique suivante :

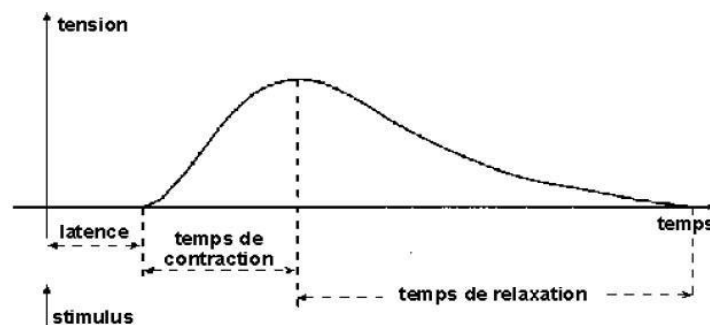


Figure 7 : Réponse mécanique d'une fibre musculaire à une stimulation unique



### 3 Pathologies musculaires

Le fonctionnement normal d'un muscle peut être perturbé à la suite d'atteintes physiologiques. Ainsi, lorsque le corps cellulaire ou l'axone d'un motoneurone est endommagé, le muscle innervé ne peut plus être mis en activité et cette situation est appelée **neuropathie**. Si d'autre part le motoneurone est intact mais que les fibres musculaires ne sont pas en état de se contracter, on parle alors de **myopathie**. Il existe aussi des maladies neuromusculaires qui peuvent affecter la plaque motrice (jonction neuromusculaire).

#### 3.1 Neuropathies

En neurosciences, une neuropathie ou neuropathie périphérique est un terme médical caractérisant, au sens large, l'ensemble des affections du système nerveux périphérique, c'est à-dire des nerfs moteurs et sensitifs et des membres, ainsi que des nerfs du système nerveux autonome qui commandent les organes [1].

Ils sont généralement causés par une pression exercée sur un nerf situé immédiatement sous la peau, près du genou, du coude, de l'épaule ou du poignet, où bien coincement d'un nerf ou par une blessure subie par un nerf.

#### 3.2 Myopathies

Les myopathies sont un sous-groupe de la famille des maladies neuromusculaires se traduisant par une dégénérescence du tissu musculaire. Une myopathie est une atteinte directe d'un des constituants du muscle. La plus commune des myopathies est la Dystrophie musculaire facio-scapulo- humérale [1].

La myopathie par composante auto-immune, qui survient lorsque le système immunitaire, qui protège normalement l'organisme contre les infections, se dérègle et s'attaque aux cellules de l'organisme, puis les détruit.

### 4 Électromyographie et électromyogramme

L'électromyographie (EMG) se définit comme l'art de décrire les signaux, manifestations électriques du processus d'excitation résultant de la propagation des potentiels d'action le long de la membrane des fibres musculaires. Le signal EMG est détecté au moyen d'électrodes puis est amplifié, filtré, et enfin affiché sur un écran, ou digitalisé afin de faciliter l'analyse ultérieure du signal. L'électromyographie permet de détecter et à diagnostiquer d'éventuelles anomalies neuromusculaires[6].

**Les potentiels d'action (PAs) d'un muscle normal** enregistré lors de la contraction volontaire présentent les caractéristiques suivantes :

✓ **La morphologie normale (forme de PAUM)**

Elle est mono-bi ou tri-phasique et peut être poly-phasique. La forme des potentiels varie également **en fonction du muscle et de l'âge** (les potentiels sont plus fréquemment poly-phasiques chez le nourrisson et chez le sujet âgé).

✓ **Durée normale**

Elle est de l'ordre **de 3 à 5ms**, varie en fonction du muscle exploité (plus brève dans les muscles qui sont constitués de petits et nombreuses UM)

✓ **Amplitude normale de PAUM**

Est également conditionnée par la taille des unités motrice. Elle varie entre **200 microvolts à 1mV**, peut atteindre **2 mV**.

✓ **Richesse des tracés**

✚ **Au repos**

Il n'existe aucune activité électrique. C'est ce qu'on appelle le « **silence électrique** ». Le tracé normal de repos se limite à la ligne de base.

✚ **Contraction volontaire**

Au cours d'une contraction volontaire de force croissante, on voit le tracé électromyographique se « **compliquer** » de plus en plus. Nous pouvons distinguer trois stades

- **Contraction faible** : Nous obtenons ce que nous appelons un « **tracé simple** ». Il est formé d'un seul potentiel bien individualisé correspondant à une seule UM en activité. Ce potentiel se répète identique à lui-même. Son enregistrement permet l'étude précise **de sa forme, de son amplitude, de sa durée, de sa fréquence**.
- **Contraction modérée** : Nous obtenons ce que nous appelons un « **tracé intermédiaire** ». Il devient de plus en plus difficile de reconnaître chaque PAUM. En effet, l'activité électromyographique, à ce stade, correspond à deux phénomènes : le recrutement de nouvelles unités motrices (sommation spatiale) ; et l'accélération de la fréquence de décharge des unités motrices (sommation temporelle).
- **Contraction maximale** : L'amplitude augmente et peut atteindre **10 mV**. On obtient ainsi un tracé de type « **interférentiel** » comparable à un tracé d'électromyographie globale ; et la décomposition des PAUMs à partir du signal EMG obtenue devienne plus difficile.

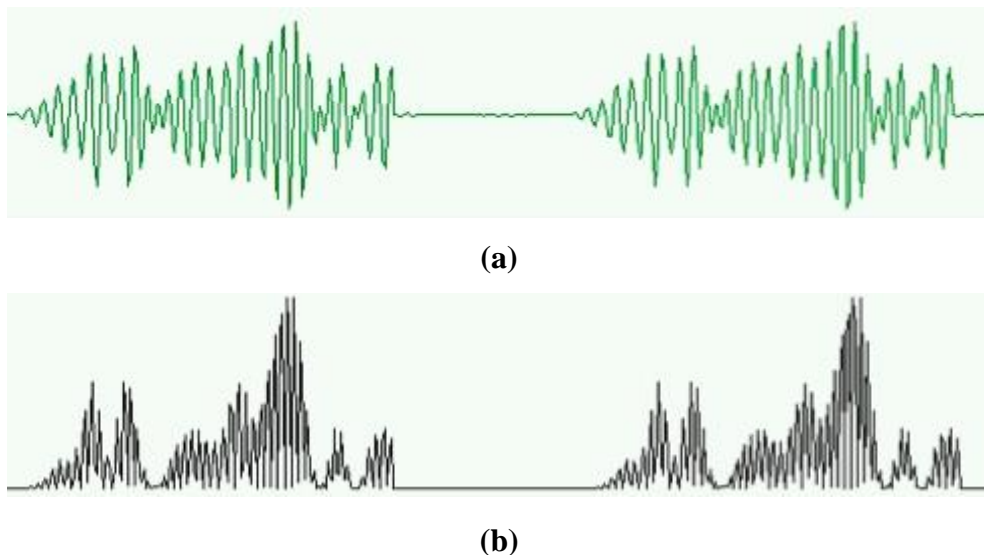
## 5 Traitement du signal EMG

L'électromyogramme (EMG) est un signal physiologique de nature électrique qui peut être recueilli sur le corps humain (muscles) au moyen d'électrodes appropriées : capteurs de surface (simplement posés sur le muscle observé) ou de profondeur (aiguilles disposant de deux capteurs ou plus à son extrémité). Ce fameux signal présente une variabilité aléatoire en fonction de plusieurs paramètres : **l'âge, le sexe, la taille du muscle et l'état physiopathologique** du sujet [7].

Parmi les techniques de traitement des signaux électromyogrammes (EMGs) les plus anciennes et qui ont été largement utilisées pour faciliter son analyse et extraire les paramètres pertinents, dans le domaine temporel nous trouvons :

### 5.1 Électromyogramme rectifié

Cette étape consiste à rendre positive les différences potentielles négatives (obtenues par les électrodes) en conservant leurs amplitudes, et en calculant la valeur absolue du signal EMG brute. Sachant que la plupart des potentiels biologiques ont un aspect presque symétrique par rapport à la ligne de base, et par conséquent si nous voulons intégrer un signal non rectifié sur un temps relativement long nous aurons des valeurs qui tendent vers zéro (des valeurs faibles). Donc la rectification du signal EMG nous aide pour l'intégration [8].



**Figure 8 : (a) Un Signal EMG origine, (b) EMG rectifié**

## 5.2 Électromyogramme normalisé en amplitude

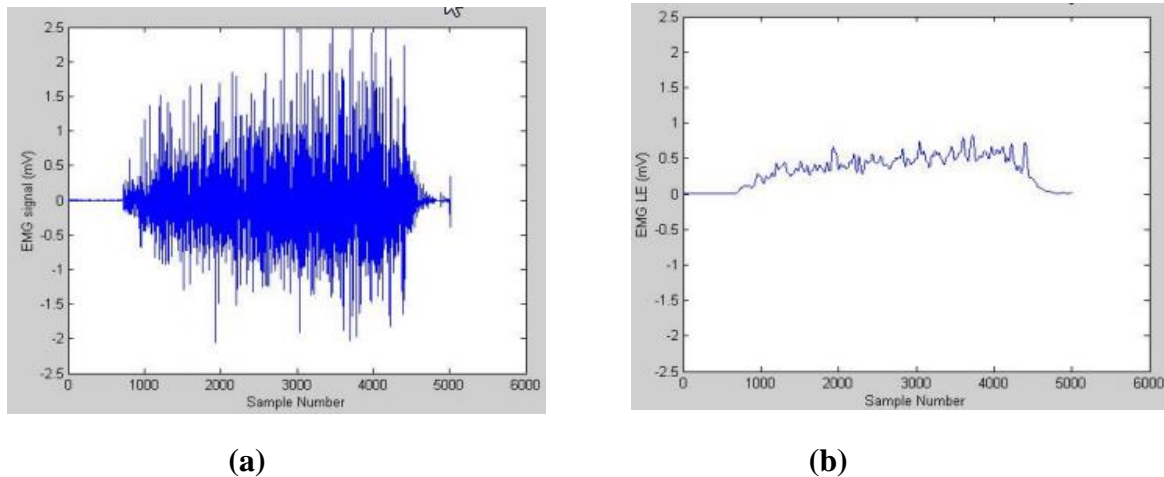
L'amplitude du signal EMG varie en fonction du placement de l'électrode et de la conductivité de la peau, variable d'un sujet à l'autre. Pour pouvoir comparer l'activité de l'EMG de différents sujets dans différentes conditions de recueil, nous normalisons généralement l'EMG, par exemple en le divisant par l'amplitude maximale obtenue lors de contraction maximale volontaire. Nous obtenons ainsi un EMG normalisé en amplitude [10].

## 5.3 Électromyogramme moyen (ou intégré)

Sur un intervalle de temps Pour quantifier le niveau moyen d'excitation sur un intervalle de temps fixé, nous utilisons souvent la moyenne (ou l'intégration) du signal EMG rectifié. Ces deux paramètres peuvent diminuer la variabilité due à l'excitation instantanée des fibres musculaires.

## 5.4 Électromyogramme lissé

Pour diminuer la variance et le bruit haute fréquence du signal EMG rectifié (bruit de digitalisation, d'échantillonnage, intrinsèque), ce signal est lissé par un filtre passe bas ou une moyenne glissante. Cet outil peut permettre d'obtenir par exemple une meilleure détection du début et de la fin d'une bouffée [10].



**Figure 9 :** (a) : Un signal EMG brut(original), (b) : Un signal EMG lissé par un filtre passe bas

## 5.5 Moyenne quadratique de l'EMG (Root Mean Square, RMS)

La plupart du temps, le signal EMG est quantifié dans le domaine temporel au moyen de sa moyenne quadratique (RMS), qui représente l'amplitude du signal EMG sur un intervalle de temps donné [13] :

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{T} \int_{\frac{1-T}{2}}^{\frac{1+T}{2}} x(t)^2 dt} \quad (II.1)$$

Où  $x(t)$  est le signal EMG à analyser, et  $T$  l'intervalle de temps

## 5.6 Etude énergétique du signal

Dans la littérature diverses approches peuvent être trouvées pour extraire des paramètres qui seront utiles dans le diagnostic des différents cas pathologiques. Il existe plusieurs méthodes pour extraire ces paramètres comme le calcul du carré du signal ou de la valeur absolue, voir l'équation (II.2) et (II.3).

La valeur absolue donne le même poids à tous les échantillons sans tenir compte de leur valeur ou intensité. Par contre, l'énergie (carré) change la mesure par l'accentuation des hautes intensités par rapport aux faibles intensités.

- Energie au carrée

$$En = S(t)^2 \quad (II.2)$$

- Valeur absolue

$$V = |S(t)| \quad (II.3)$$

## 6 Paramètres d'analyse temporelle des signaux EMGs

L'analyse temporelle de l'EMG représente l'activité électrique du muscle en fonction du temps. Pour des niveaux de contraction faible, il est possible de discerner puis d'analyser les potentiels d'unités motrices isolées au moyen de grandeurs telles que l'amplitude du signal, et de différentes données intégrées comme la valeur absolue, la moyenne et l'énergie du signal. Ce sont des grandeurs qui augmentent toutes avec le nombre de fibres motrices dans l'unité [12].

### 6.1 Premier paramètre d'analyse : Amplitude du signal (Amp)

La notion d'amplitude a été largement utilisée dans l'analyse des signaux EMGs. Généralement elle désigne l'écart entre les valeurs extrêmes d'une grandeur [13].

### 6.2 Deuxième paramètre d'analyse : Energie du signal (En)

L'objectif fixé à travers ce paramètre est de définir la quantité de l'information port le signal. Elle est donnée par la formule suivante :

$$En[S] = \int |S(t)|^2 dt \quad (II.6)$$

### 6.3 Troisième paramètre d'analyse : Entropie du signal (Ep)

Le concept d'entropie a été largement connu comme une mesure quantitative du désordre. Il comporte le calcul de la fonction de densité de probabilité. Dans notre cadre, l'entropie définit une mesure de "quantité d'information" contenue dans le signal EMG. Elle est définie par la formule suivante :

$$Ep(S) = - \int p(S) \log p(S) d(s) \quad (II.7)$$

S : Variable aléatoire continue : le signal EMG ; p(S) : Densité de probabilité.

### 6.4 Quatrième paramètre d'analyse : Root Mean Square (RMS)

La valeur efficace Root Mean Square, ou moyenne quadratique d'un signal, est simplement la racine carrée de la moyenne de cette grandeur au carré, sur un intervalle de temps donné. (Voir équation II.1).

### 6.5 Cinquième et sixième paramètre d'analyse

« La valeur absolue de la moyenne (Mean) et l'écart type (Std) Les paramètres suivants sont considérés aussi comme étant des paramètres adéquats dans l'analyse des signaux EMGs [12] [14]. La moyenne du signal (Moy) est définie comme étant le rapport entre la somme des valeurs d'échantillons et le nombre de valeurs d'échantillons. Ainsi sa valeur absolue est notée : Mean.

$$Moy = \frac{\sum_{i=1}^N S_i}{N} \quad (II.8)$$

L'écart type est déterminé par la racine carrée de la variance, il permet de caractériser la dispersion des valeurs par rapport à la moyenne, représenté par la formule suivante :

$$Std(S) = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (S_i - S_{moy})^2}{N}} \quad (II.9)$$

Avec S est le signal EMG ; Smoy : la moyenne du signal ; N : nombre d'échantillons

## 7 Paramètres d'analyse fréquentiel des signaux EMGs

A partir d'une représentation fréquentielle par application de la FFT, deux indicateurs fréquents sont souvent dérivés : la fréquence médiane (FMD) et la fréquence moyenne (FM).

$$FM = \frac{\int_{-\infty}^{+\infty} fP(f)df}{\int_{-\infty}^{+\infty} P(f)df} \quad (II.10)$$

$$\int_0^{FMD} P(f)df = \int_{FMD}^{\infty} P(f)df \quad (\text{II.11})$$

Où  $P(f)$  est la densité spectrale de puissance (DSP)

Ces deux fréquences (FM et FMD) ont été utilisées, pour des EMGs recueillis lors de la contraction musculaire isométrique, pour étudier la vitesse de conduction moyenne des potentiels d'action des unités motrices actives [15].

Toutefois, la fréquence médiane (FMD) est considérée comme plus fiable que la fréquence moyenne (FM) et devrait être préférée.

## Conclusion

Dans ce chapitre, des connaissances de base sur l'électromyographie et le signal EMG ont été présentés, enrichie par quelque notions et connaissances anatomique et physiologique de base concernant le muscle et son fonctionnement (anatomie et contraction musculaire, génération des potentiels d'action des unités motrices PAUM, la génération du signal EMG). L'analyse et l'exploration de ce signal électrophysiologique nécessite des méthodes de traitement de signal et des outils plus performants dans le domaine temporel et fréquentiel c'est pourquoi nous avons réalisé des interfaces graphiques qui ont pour but l'acquisition, la supervision et l'analyse de signal EMG que nous allons définir dans le chapitre suivant.

## **Chapitre2 : Etude et Conception du Système proposé**



## Introduction

Ce chapitre vise à présenter les outils utilisés pour réaliser notre système. Tout d'abord, nous présentons le matériel électronique que nous avons utilisé. Ensuite, nous présentons le système d'une façon plus détaillée tout en décrivant son fonctionnement. Enfin, nous faisons la conception de nos applications par l'introduction des acteurs et leurs diagrammes de cas d'utilisation relatifs. Ces systèmes seront traités et analysés sur un logiciel de programmation graphique LabVIEW, sur une plate-forme Blynk et sur une plate-forme Web.

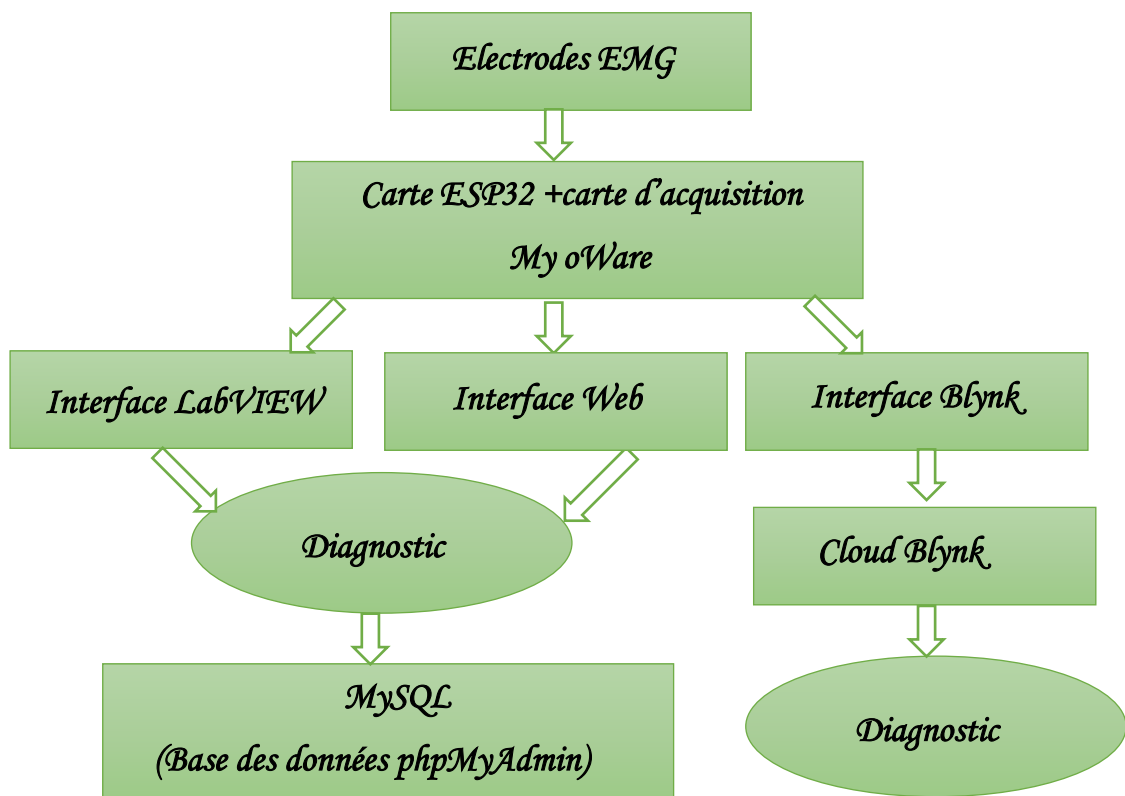


Figure 10 : Schéma synoptique d'une plateforme de traitement de signal EMG

## 1 Description de fonctionnement de système proposé

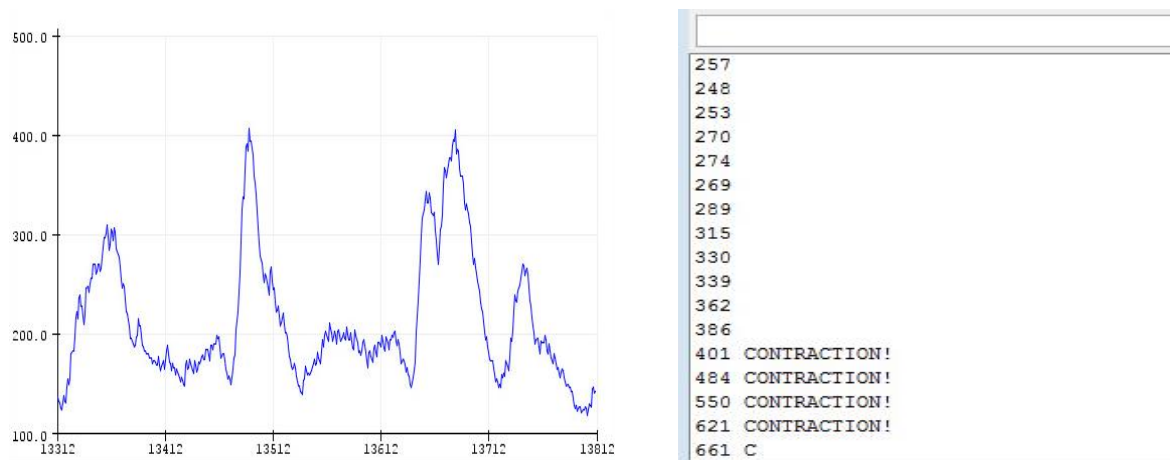
Pour commencer, nous connectons les électrodes EMG à notre carte d'acquisition MyoWare qui récupère les données de diagnostic provenant de corps humain en utilisant une carte ESP32, puis nous connectons le système à notre PC via un câble USB pour programmer notre microcontrôleur par l'un des trois programmes que nous avons déjà préparés (programme qui consiste à l'acquisition à travers un câble USB, programme pour l'acquisition via Wifi et un autre pour l'acquisition et la communication serveur web ) et selon le programme nous

utiliserons l'interface correspondante. Une interface LabVIEW pour l'utilisateur (médecin ou patient) qui utilise un ordinateur, une interface cloud sous Blynk pour les smartphones et les tablettes et une interface web pour tous les utilisateurs.



*Figure 11 : Le cycle de notre projet*

Nous avons utilisé l'Arduino Software (IDE) pour programmer notre carte ESP32 et après le téléversement de code et la fixation de la vitesse de téléchargement (upload speed) à 115200 bauds nous pouvons voir les valeurs d'acquisition en temps réel sur le moniteur série de logiciel et la courbe en temps réel sur le traceur série de logiciel, comme indique la figure 12



*Figure 12 : Sérial Monitor pour diagnostic*

Le moniteur série et le traceur série de l'Arduino Software (IDE) sont utilisées pour la vérification de bon fonctionnement de notre système d'acquisition mais pour que nous puissions exploiter le signal EMG et ses valeurs, nous avons réalisé trois interfaces différentes en utilisant trois types de communication et d'envoi des données (via USB, Wifi et serveur web) qui nous allons les détailler dans le chapitre suivant.

## 2 Conception des outils

### 2.1 Choix de matériel électronique utilisé

Avant de commencer la réalisation de notre système nous avons fait une comparaison entre les différents microcontrôleurs, pour choisir la carte la plus adéquate dans notre projet, celle qui a les caractéristiques que nous avons besoins dans ce système, cette comparaison est présentée par le tableau 1.

*Tableau 1 : Comparaison entre les différentes cartes*

	<b>Arduino Uno</b>	<b>Raspberry Pi Modèle B</b>	<b>STM32F303xB</b>	<b>ESP32</b>
<b>Processeur</b>	Atmel AVR (ATmega328)	processeur ARM	ARM Cortex-M4	<b>Tensilica Xtensa LX6</b>
<b>Mémoire flash</b>	32 KB	Carte SD (2 à 16 Go)	256 KB	<b>32MB</b>
<b>Mémoire vive</b>	0.002 MB	512 MB	40 KB	<b>520 KiB</b>
<b>Vitesse d'horloge</b>	16 MHz	700 Mhz	72MHz	<b>160 ou 240 MHz</b>
<b>Capacité multitâche</b>	Non	Oui	non	<b>oui</b>
<b>Tension d'entrée</b>	7 à 12 V	5 V	2.0 to 3.6 V	<b>3.3v</b>
<b>Système d'exploitation</b>	Non	Distributions Linux	Non	<b>non</b>
<b>Bluetooth</b>	Non	oui	Non	<b>Oui(v4.2 BR / EDR et BLE)</b>
<b>Wifi</b>	Non	oui	Non	<b>Oui(802.11 b / g / n)</b>
<b>Prix</b>	env. 23 €	env. 39 €	25.99 €	<b>9,49 €</b>
<b>Taille</b>	7.6 x 1.9 x 6.4 cm	8.6 x 5.4 x 1.7 cm	16.7*12.3*1.2	<b>5.5×2.7×1.2cm</b>
<b>Nombre d'E/S</b>	32	40	87	<b>30</b>
<b>Environnement de développement</b>	Arduino IDE	Scratch, IDLE, tout dispositif avec Linux	Keil MDK	<b>Arduino IDE</b>

Après la comparaison que nous avons faite nous avons décidé de choisir la carte ESP32 qui a un module Bluetooth et wifi intégrés, rapide, faible consommation, peu coûteuse, de petite taille et facile à utiliser. De plus elle peut se comporter comme un serveur web, toutes ces caractéristiques facilitent notre travail.

### 2.1.1 L'ESP32

Est une série de systèmes à faible coût et à faible consommation d'énergie sur microcontrôleurs à puce avec **Wi-Fi** intégré et **Bluetooth à double mode**. La série ESP32 utilise un microprocesseur **Tensilica Xtensa LX6** à la fois en mono cœur et en double cœur et comprend **des commutateurs d'antenne intégrés, un balun RF, un amplificateur de puissance, un amplificateur de réception à faible bruit, des filtres et des modules de gestion de l'alimentation**. ESP32 est créé et développé par **Espressif Systems**, une société chinoise basée à Shanghai, et est fabriqué par **TSMC** en utilisant leur procédé 40 nm. Il succède au microcontrôleur ESP8266.



*Figure 13 : ESP-WROOM-32*

✓ **Les caractéristiques de l'ESP32 sont les suivantes**

▪ **Processeurs**

- Processeur : microprocesseur LX6 32 bits dual-core (ou mono cœur) Xtensa, fonctionnant à 160 ou 240 MHz et offrant jusqu'à 600 DMIPS
- Co-processeur ultra basse consommation (ULP)

▪ **Interfaces périphériques**

- CAN ADC 12 bits jusqu'à 18 canaux
- CNA  $2 \times 8$  bits
- $10 \times$  capteurs tactiles (GPIO à détection capacitive)
- Capteur de température
- $4 \times$  SPI
- $2 \times$  interfaces I<sup>2</sup>S
- $2 \times$  interfaces I<sup>2</sup>C

- 3 × UART
- Contrôleur hôte SD / SDIO / CE-ATA / MMC / eMMC
- Contrôleur esclave SDIO / SPI
- **Interface Ethernet MAC avec DMA dédié et prise en charge du protocole Precision Time Protocol IEEE 1588**
  - Bus CAN 2.0
  - Télécommande infrarouge (TX / RX, jusqu'à 8 canaux)
  - Moteur PWM
  - LED PWM (jusqu'à 16 canaux)
  - Capteur à effet Hall
  - Préamplificateur analogique à très faible consommation
- **Sécurité**
  - Fonctions de sécurité standard IEEE 802.11 toutes prises en charge, y compris WPA, WPA / WPA2 et WAPI
  - Démarrage sécurisé
  - Cryptage Flash
  - OTP 1024 bits, jusqu'à 768 bits pour les clients
  - Accélération matérielle cryptographique : AES, SHA-2, RSA, cryptographie à courbe elliptique (ECC), générateur de nombres aléatoires (RNG)
- **Gestion de l'alimentation**
  - Régulateur interne à faible chute
  - Domaine de puissance individuel pour RTC
  - 5uA courant de sommeil profond
  - Réveil après interruption GPIO, minuterie, mesures ADC, interruption capacitive du capteur tactile

### 2.1.2 Carte MyoWare

Les capteurs musculaires sont conçus pour être utilisés directement avec un microcontrôleur. Par conséquent, **la sortie principale de capteur n'est pas un signal RAW EMG, mais plutôt un signal amplifié, redressé et intégré (enveloppe AKA de l'EMG)** qui fonctionnera bien avec le convertisseur analogique-numérique (ADC) d'un microcontrôleur.

Cette nouvelle version peut émettre un signal EMG brut amplifié. Pour émettre le signal EMG brut, connectez simplement la broche du signal EMG brut à votre appareil de mesure au lieu de la broche SIG.

Associez le MyoWare à des électrodes EMG de surface à capteur musculaire et à un microcontrôleur (par exemple, Raspberry Pi ou Arduino) pour créer une version DIY économique d'un EMG ou un électromyographe !

Ces capteurs musculaires **MyoWare** sont conçus pour être utilisés par les amateurs, les bricoleurs et les étudiants.

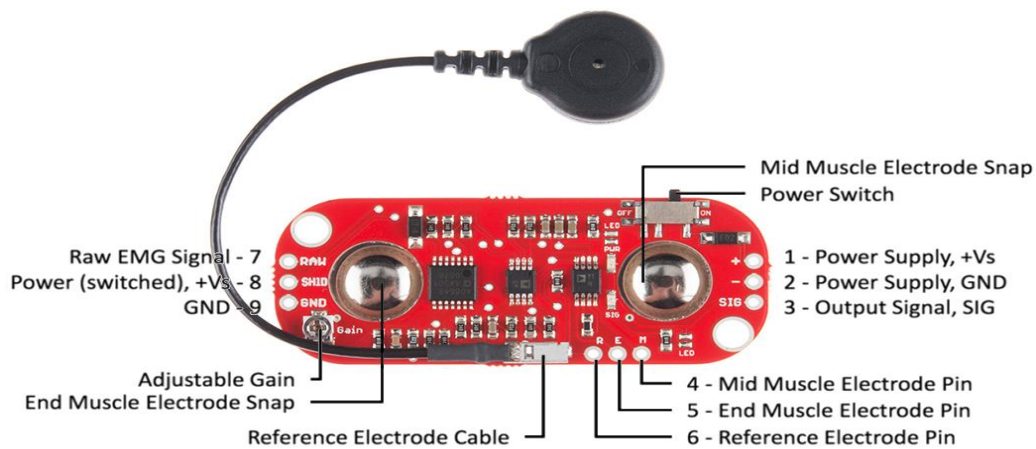


Figure 14 : Carte MyoWare

#### ✓ Les caractéristiques de MyoWare sont les suivantes

- Alimentation : 2,9 à 5,7 Vcc
- Consommation : 14 mA
- Gain : réglable de 0,01  $\Omega$  à 100 k $\Omega$
- Dimensions : 54 x 21 x 5 mm
- Interrupteur marche-arrêt
- Deux modes de fonctionnement
- Enveloppe EMG
- EMG brut

#### 2.1.3 Capteur du signal EMG

Ce sont des électrodes de surface qui sont fixées sur la peau au niveau du muscle cible. Elles fournissent le signal émis par un ensemble de fibres musculaires et non plus d'une seule fibre.



**Figure 15 : Electrodes EMG**

### **3 Spécification des besoins**

Le but principal est l'aide au diagnostic et l'archivage des données (stockage des mesures dans une base de données), c'est pourquoi nous avons créé trois interfaces graphiques qui visent à acquérir, à traiter un signal EMG et extraire les résultats pertinents aidant le médecin à classifier la pathologie dans le champ de sévérité convenable. Tous les trois interfaces possèdent deux acteurs qui sont Le médecin et un autre utilisateur qui peut être le patient lui-même. Ces deux acteurs ont l'accès aux différents composants des interfaces après s'authentifier par un nom d'utilisateur et un mot de passe. En outre, l'utilisation de ces applications est très simple et facile donne l'opportunité à un simple utilisateur (patient) à faire un test médical chez lui sans besoins d'aller à l'hôpital et à moindre coût

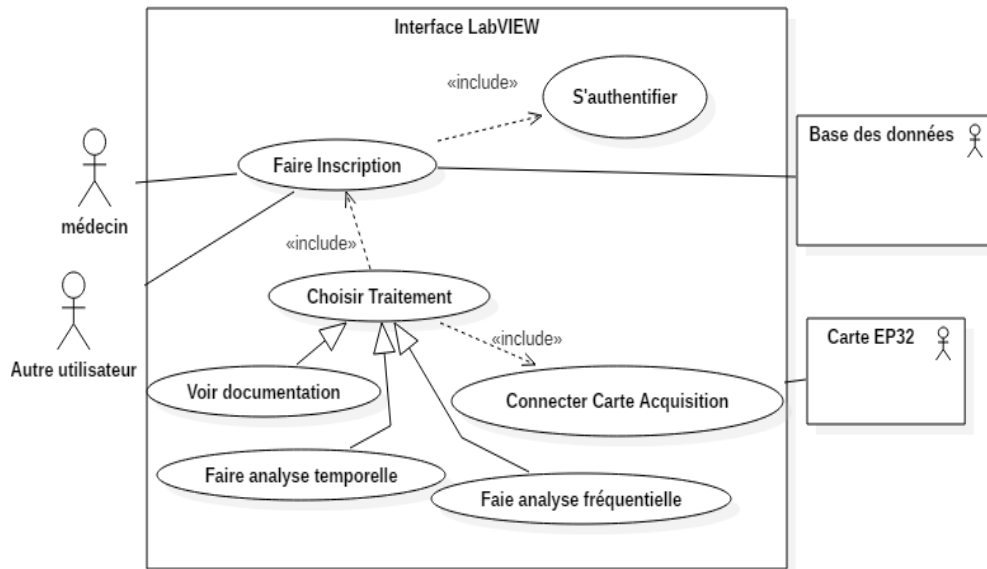
#### **3.1 Analyse : Diagramme de cas d'utilisation**

##### **3.1.1 Définition**

Un diagramme de cas d'utilisation représente les fonctions du système du point de vue de l'utilisateur. Il décrit la réponse du système à un événement provenant d'un acteur. C'est une unité cohérente car il réalise un service de bout en bout, avec un déclenchement, un déroulement et une fin. Un cas d'utilisation modélise donc un service rendu par le système c'est-à-dire à quoi sert le système, sans imposer le mode de réalisation de ce service.

##### **3.1.2 Diagramme de cas d'utilisation pour la partie LABVIEW**

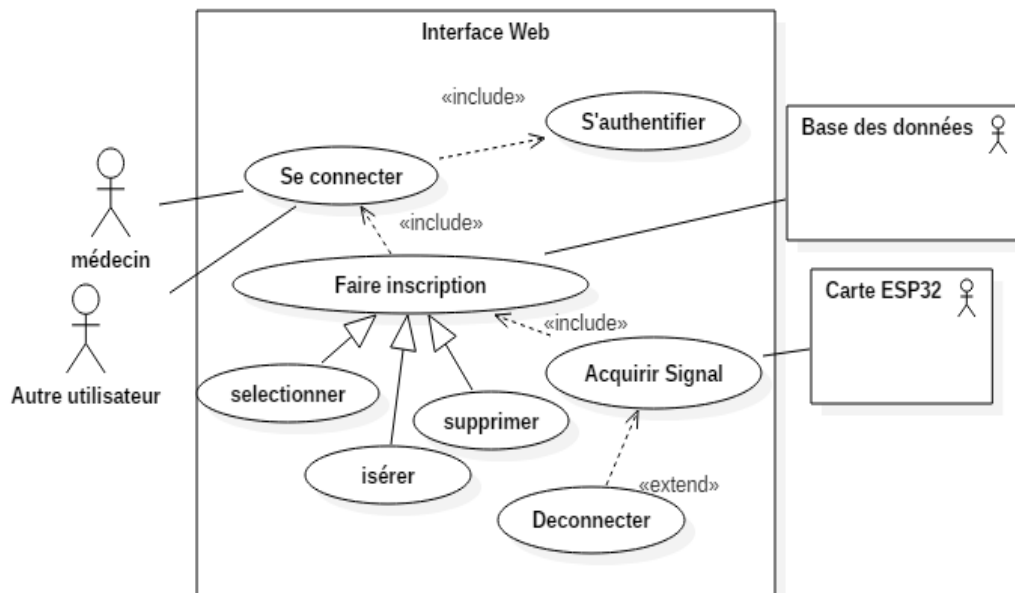
La figure 16 représente le diagramme de cas d'utilisation de l'interface LabVIEW. Nous avons deux acteurs qui peuvent accéder à cette interface, c'est une application qui facilite l'acquisition et le traitement des signaux EMGs et de stocker les informations utiles dans une base de données de plus, elle est sécurisée avec un login et mot de passe



**Figure 16 :Diagramme de cas d'utilisation Partie LabVIEW**

### 3.1.3 Diagramme de cas d'utilisation pour la partie plateforme Web

La figure 17 représente le diagramme de cas d'utilisation de l'interface web. Cette interface a le même but que celle précédente. De plus, l'avantage de cette interface est le mode d'envoi de des données est sans fil avec une communication serveur web

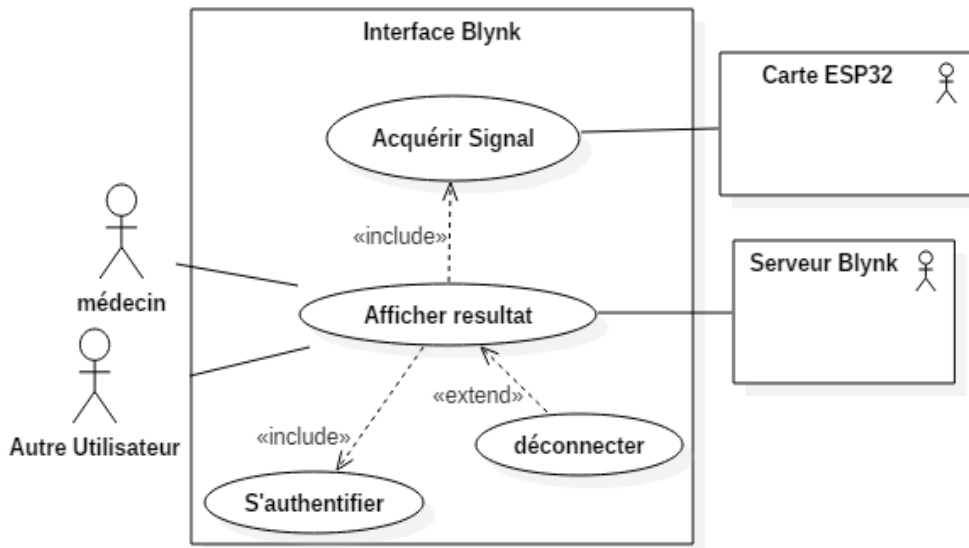


**Figure 17 :Diagramme de cas d'utilisation Partie Web**



### 3.1.4 Diagramme de cas d'utilisation pour la partie IOT Blynk

La figure 18 représente le diagramme de cas d'utilisation de l'interface Blynk. Cette interface a le même but que celles précédentes. De plus, cette interface peut être utilisée pour le contrôle à distance via wifi avec un smartphone



*Figure 18 :Diagramme de cas d'utilisation Partie Blynk*

## Conclusion

Ce chapitre résume toutes les études théoriques que nous avons effectuées pour la réalisation de notre projet. Après la validation du système par simulation et après avoir présenté la description détaillée de notre système et, pour assurer son bon fonctionnement avant de passer à la phase d'implémentation et développement de nos interfaces qui nous allons la détailler dans le chapitre suivant.

## **Chapitre3 : Réalisation et Implémentation du système**

## Introduction

Ce chapitre est consacré à la réalisation et l'implémentation de notre système. Pour ce faire, nous adaptons Plusieurs logiciels (de développement de programmes d'application et d'autre qui permettant de mettre en place facilement un serveur Web et d'autre application qui permet de créer des fantastiques interfaces pour notre projet). Cette phase est la phase de la construction logicielle et la partie finale du test et d'implémentation. Nous élaborons une présentation des différentes interfaces créées.

## 1 Environnement de travail

### 1.1 Environnement Logiciel

#### 1.1.1 LabVIEW

Pour créer notre application nous avons utilisé le logiciel LABVIEW (Laboratory Virtual Instrument Engineering WorkBench) qu'est un logiciel de développement de programmes d'application. Il utilise un langage de programmation graphique dédié au contrôle, à l'acquisition, l'analyse et la présentation de données, nous avons installé l'environnement de développement LABVIEW.

#### 1.1.2 PhpMyAdmin

C'est une interface pratique permet d'exécuter, très facilement et sans grandes connaissances dans le domaine des bases de données, de nombreuses requêtes comme les créations de table de données, les insertions, les mises à jour, les suppressions, les modifications de structure de la base de données. Ce système est très pratique pour sauvegarder une base de données sous forme de fichier SQL et ainsi transférer facilement ses données.

Notre système offre à ses utilisateurs, une interface graphique liée à une base de données MySQL pour faciliter la gestion des patients ainsi que le stockage de leurs informations utiles. La base de données peut être implémentée sur un serveur distant et elle peut être accessible par tous les médecins d'un clinique ou hôpital

#### 1.1.3 Arduino logiciel IDE

**Le logiciel Arduino** est un environnement de développement (IDE) open source et gratuit, c'est une application écrite en Java inspirée du langage PROCESSING regroupant éditeur de code, compilation et DEBUG. Ce logiciel de programmation peut transférer le FIRMWARE et le programme à travers de la liaison série (RS-232, Bluetooth ou USB selon le module).

#### 1.1.4 Xampp

**XAMPP** est un ensemble de logiciels permettant de mettre en place facilement un serveur Web et un serveur FTP. Il s'agit d'une distribution de logiciels libres (X Apache MySQL Perl PHP) offrant une bonne souplesse d'utilisation, réputée pour son installation simple et rapide.

#### 1.1.5 Blynk

Blynk est une plate-forme avec des applications iOS et Android pour contrôler Arduino, Raspberry Pi et autres sur Internet. C'est un tableau de bord numérique où vous pouvez créer une interface graphique pour votre projet en faisant simplement glisser des widgets. Blynk n'est pas lié à une carte ou à un bouclier spécifique. Au lieu de cela, il prend en charge le matériel de votre choix. Que votre Arduino ou votre Raspberry Pi soit connecté à Internet via Wi-Fi, Ethernet ou la puce ESP8266, Blynk vous mettra en ligne et sera prêt pour **Internet Of Your Things**.

#### 1.1.6 StarUML

StarUML est un logiciel de modélisation UML, qui a été cédé comme open source par son éditeur, à la fin de son exploitation commerciale (qui visiblement continue), sous une licence modifiée de GNU GPL. Aujourd'hui la version StarUML V3 n'existe qu'en licence propriétaire.

## 2 Travail réalisé

Dans cette partie nous allons expliquer les modes de fonctionnements de nos applications et de nos choix pour atteindre nos objectif.

### 2.1 Réalisation de l'application sous LABVIEW

Notre application permet d'offrir à l'utilisateur quelques traitements à savoir l'acquisition et la supervision du signal EMG et son analyse temporelle et fréquentielle d'une manière facile, sécurisé, pas coûteux et avec une option de stockage des informations dans une base de données qu'est aussi bien sécurisée. On va essayer de sélectionner quelques fenêtres qui nous paraissent importantes pour les intégrer dans le projet.

#### 2.1.1 Fenêtre de bienvenue

Cette fenêtre est la première qui s'ouvre directement après le démarrage de notre application. En cliquant sur le bouton « **entrer** » l'utilisateur va accéder à la page d'authentification.



*Figure 19 Fenêtre de bienvenue*

### 2.1.2 Fenêtre d'Authentification

Dans cette interface l'utilisateur doit taper son nom et son mot de passe convenables qui sont stockés dans la base de données afin d'accéder à sa propre page. Si les mots clés sont incorrects, un message d'erreur va être affiché après le clic sur Le bouton '1' qui permet à l'utilisateur de confirmer son login et d'entrer au page de formulaire, le bouton numéro '2' a pour fonction d'annuler les informations que l'utilisateur a tapés et le bouton numéro '3' permet de fermer le programme.



*Figure 20 : Interface Authentification*

### 2.1.3 Fenêtre d'inscription

Cette fenêtre est dédiée à l'inscription des patients, après le remplissage de champs le bouton '2' permet l'utilisateur à envoyer les informations du patient vers une base des données, pour faire une autre inscription nous cliquons sur Le bouton '2' pour rafraîchir le formulaire, Le bouton '4' permet de passer à la page suivante.

Figure 21 : Fenêtre d'inscription

### 2.1.4 Interface d'accueil

L'interface principale donnée par la figure ci-dessous permet à l'utilisateur à choisir l'action qu'il veut faire, il y'a trois possibilités : pour accéder à l'analyse temporelle, il faut cliquer sur le bouton '4', sur bouton '5 ' pour accéder à l'analyse fréquentielle du signal EMG et sur Le bouton '6' pour savoir quelques informations sur le signal EMG. Le bouton '1' permet de retourner à la page précédente, si l'utilisateur veut passer à la page d'accueil il suffit de cliquer sur le bouton numéro '2', Le bouton numéro '3' permet l'utilisateur à fermer le programme.



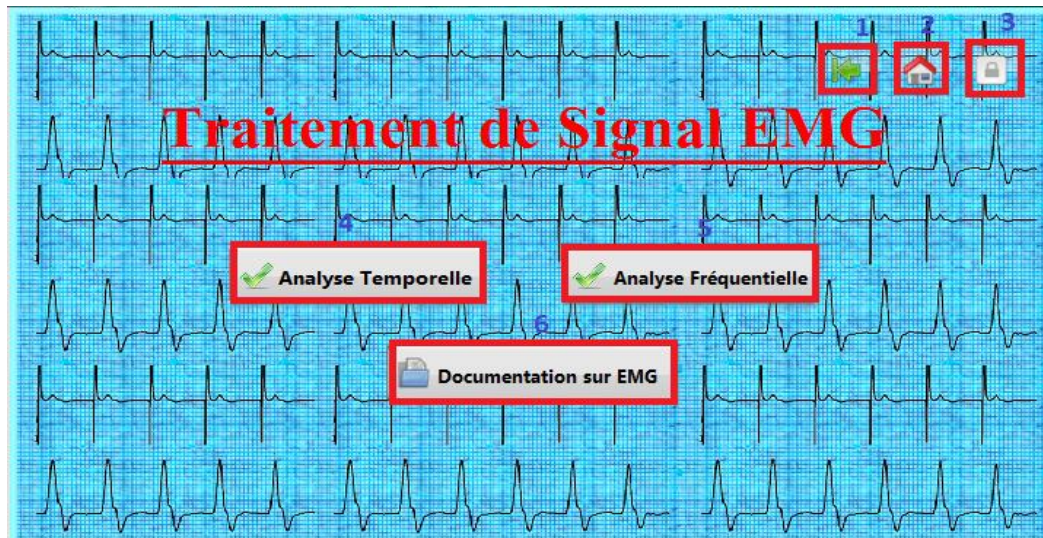


Figure 22 : Interface d'accueil

### 2.1.5 Fenêtre d'analyse Temporelle

Cette fenêtre a pour but de faire l'analyse temporelle de signal EMG, tout d'abord nous devons choisir le port com de notre carte puis nous cliquons sur Le bouton '1' pour démarrer l'acquisition de signal, après certaine période les valeurs des paramètres seront affichées à droite de la courbe ainsi que l'état de signal s'il est normal une message '**normal**' va être affiché et la LED verte sera allumée sinon une message '**pathologique**' sera affiché et la LED rouge sera allumée et toutes ces informations vont être envoyés directement vers une base de données et nous pouvons vérifier que nos informations ont été bien enregistrés avec une message '**bien :)**' qui s'affiche à droite au-dessous des paramètres et finalement le bouton '2' permet à l'utilisateur de passer à l'interface de l'analyse fréquentielle.

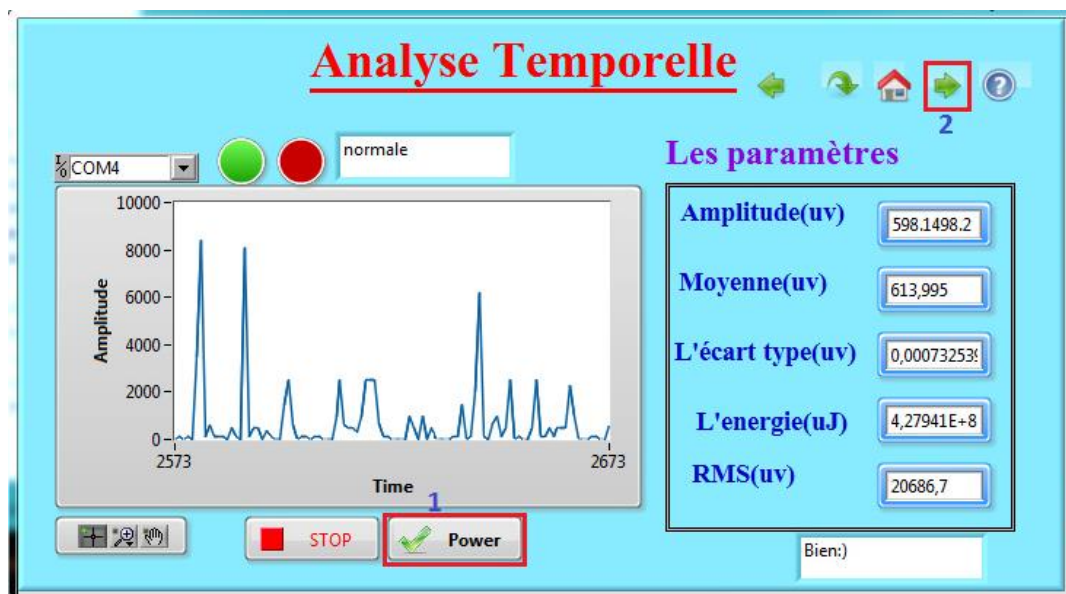


Figure 23 : Fenêtre d'analyse Temporelle

### 2.1.6 Fenêtre d'analyse Fréquentielle

Dans cette interface nous allons consulter la courbe d'analyse fréquentielle qu'est le spectre de notre signal EMG déjà acquis et traité par notre application dans le domaine temporel

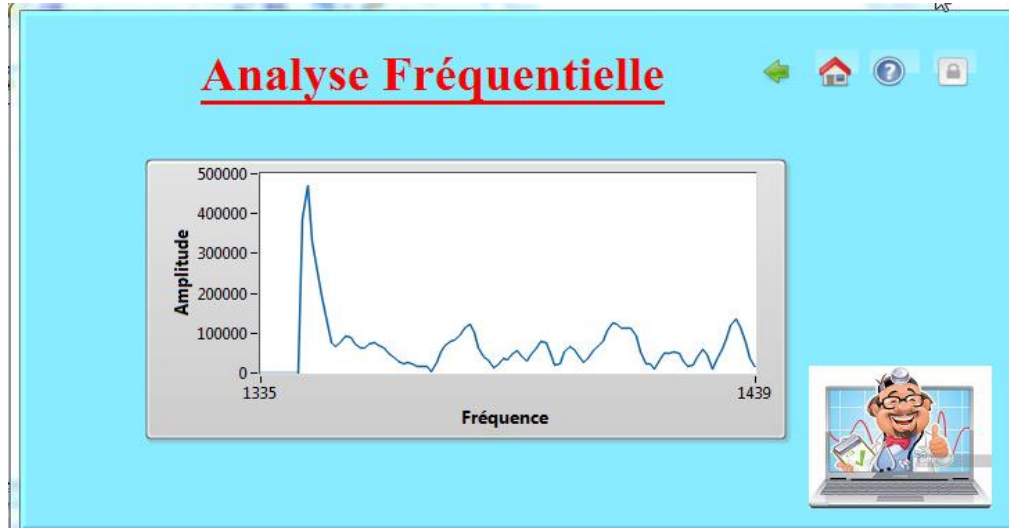


Figure 24 : Fenêtre d'analyse Fréquentielle

### 2.1.7 Fenêtre de documentation

Cette page est une autre option de notre application qui est très utile en cas où l'utilisateur de notre application est un patient au bien une personne qui a un doute et veut faire un test pour que se rassure qu'il est en bonne santé et ses muscles sont en bonne état mais il ne sait rien sur le signal EMG et le traitement de signal c'est pourquoi nous avons construit cette page tout en donnant la définition de signal EMG ainsi que sa forme et une remarque sur les mesures de l'amplitude.

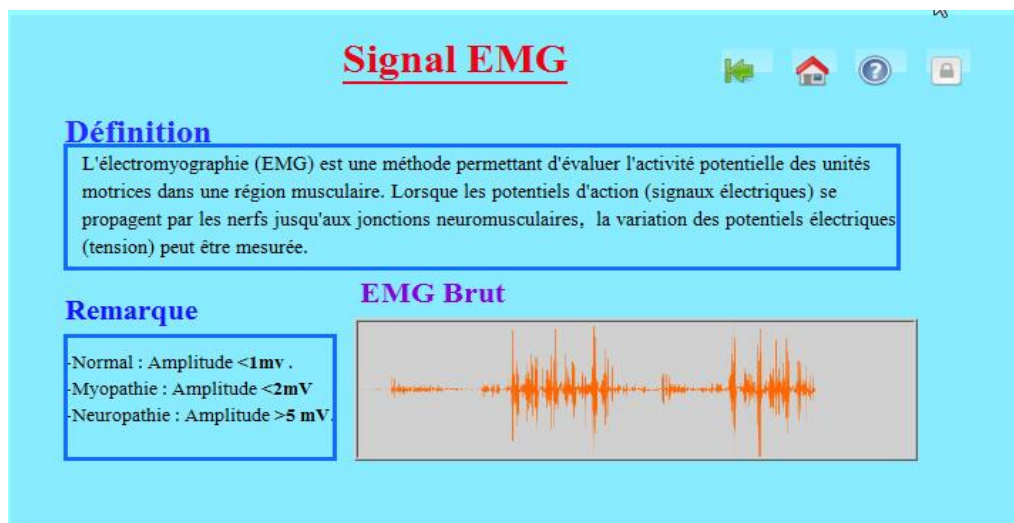


Figure 25 : Fenêtre de documentation



### 2.1.8 Fenêtre d'aide

Cette fenêtre est la page d'aide de notre application qui sert à montrer son mode de fonctionnement et les étapes qu'il faut suivre pour que notre application fonctionne correctement et pour obtenir des bons résultats

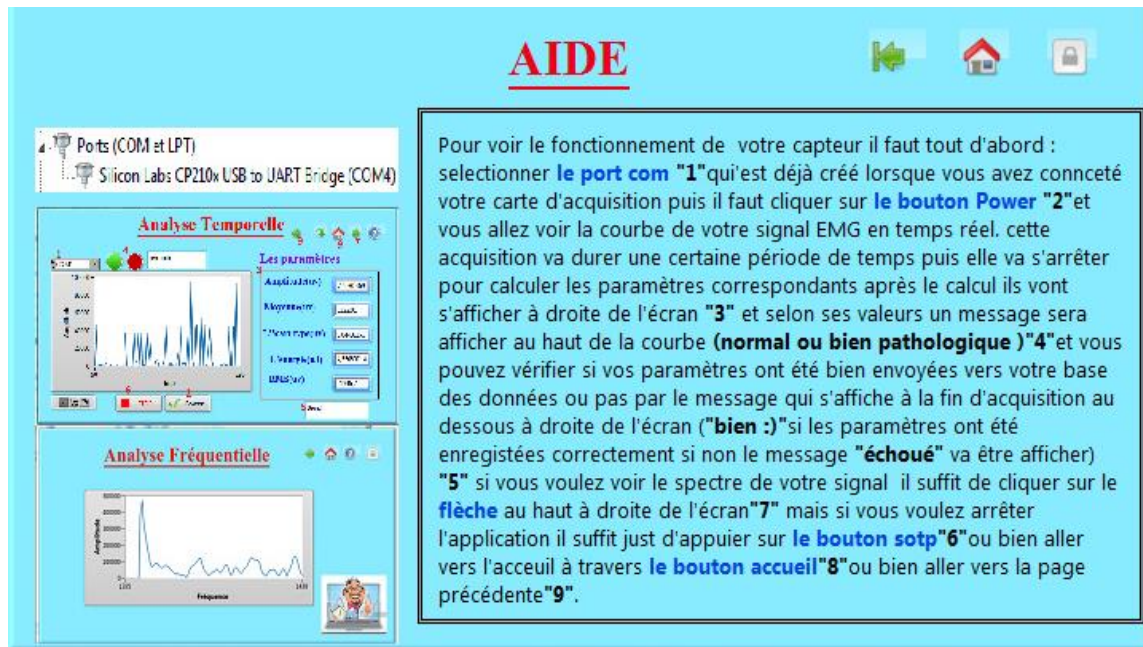


Figure 26 : Fenêtre d'aide

### 2.1.9 Dans le champ de PhpMyAdmin et base des données

Lorsque nous parlons de l'informatisation et du stockage des données « DATA », nous parlons évidemment de « BASE DE DONNEES », donc l'implémentation d'une base de données est très indispensable pour notre projet. Notre choix est l'Xampp (phpMyAdmin).

+ Options												
nom	prenom	cin	age	sexe	date	amplitude	signall	Moyenne	Ecart_type	Energie	RMS	
guerfi	mohamed	10142578	52	H	2019-04-12 00:11:15	981	normale	919	0	172411861	13130	
taher	aicha	12346598	26	f	2019-04-12 00:37:49	973	normale	907	0	168740024	12989	
ben amor	seif	1234655	25	H	2019-04-12 00:40:42	990	normale	178	0	29251884	5408	
guerfi	mohamed	124578	52	H	2019-04-12 15:26:43	990	normale	194	0	33625025	5798	
hamza	khouloud	15487967	22	F	2019-04-02 23:48:33	990	normale	186	0	30782888	5548	

Figure 27 : Fenêtre d'aide

## 2.2 Réalisation de la plateforme web

Notre plateforme web vise à acquérir et à superviser un signal EMG en temps réel et sans fil (via wifi et des adresses IP) c'est un avantage très intéressant et très utile d'une part offre un contrôle à distance qui facilite beaucoup le travail de médecin c'est-à-dire il suffit de monter le capteur sur le muscle de patient et le médecin peut voir l'acquisition à distance à travers son PC

d'autre part offre la possibilité d'accès multiple c'est-à-dire plusieurs médecins peuvent partager notre plateforme sans aucun problème et voir l'acquisition en même temps.

### 2.2.1 Interface d'accueil

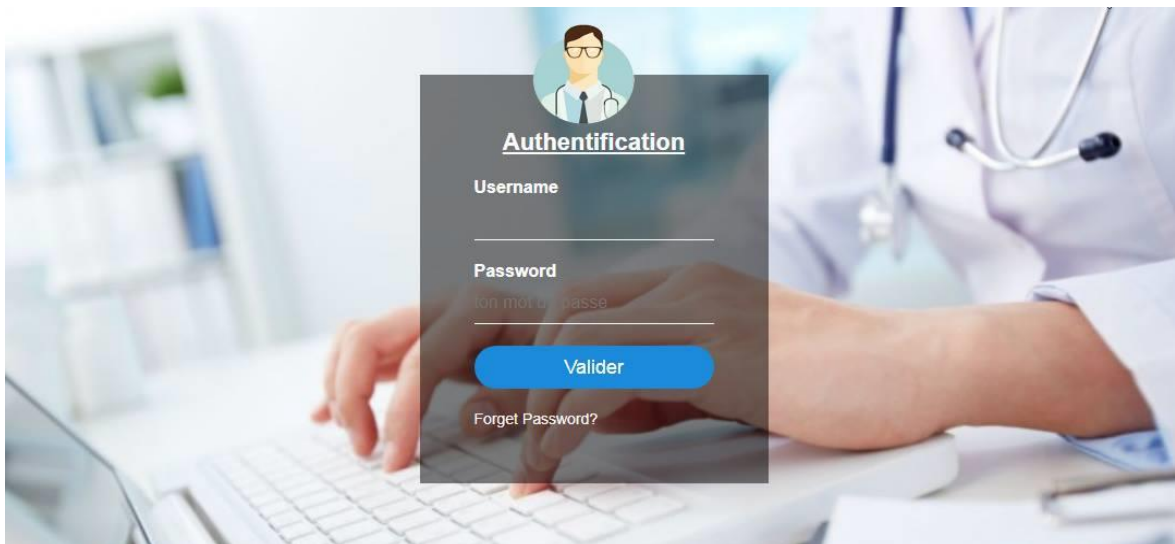
C'est la page d'accueil de notre interface web et à partir de cette page nous pouvons accéder à n'importe quelle partie de notre plateforme il suffit juste de s'authentifier



*Figure 28 : Interface d'accueil*

### 2.2.2 Interface Authentification

Cette interface autorise l'accès et réalise la sécurité de la plateforme, et nous pouvons spécifier à chaque utilisateur son login et son mot de passe



*Figure 29 : Interface Authentification*

### 2.2.3 Fenêtre d'inscription

Dans cette interface l'utilisateur faire l'inscription des patients s'il est un médecin ou bien donne ses informations personnelles s'il est un autre utilisateur, pour valider ses informations et les envoyer vers la base de données il suffit juste d'appuyer sur le bouton numéro '1' et pour annuler il faut cliquer sur le bouton numéro '2'.



Acquisition de Signal EMG

Accueil Se connecter Documentation Liste des Patients

**Saisie d'un Nouveau Patient**

Nom :  
Prenom :  
N.C.I.N :  
Age :  
Sexe : Homme

1 Valider 2 Annuler

Liste des Patient  
Passer directement vers l'acquisition

**Figure 30 : Fenêtre d'inscription**

Les deux messages qu'ils peuvent afficher après le remplissage de formulaire sont : le premier message 'figure 31' et le deuxième 'figure 32' et à partir de cette fenêtre nous pouvons retourner au formulaire pour ajouter un autre patient ou bien aller vers la page suivante



Acquisition de Signal EMG

Accueil Se connecter Documentation Liste des Patients

**Merci, le Patient mohamed imen  
est bien ete enregistre**

1 Retour 2 Suivant

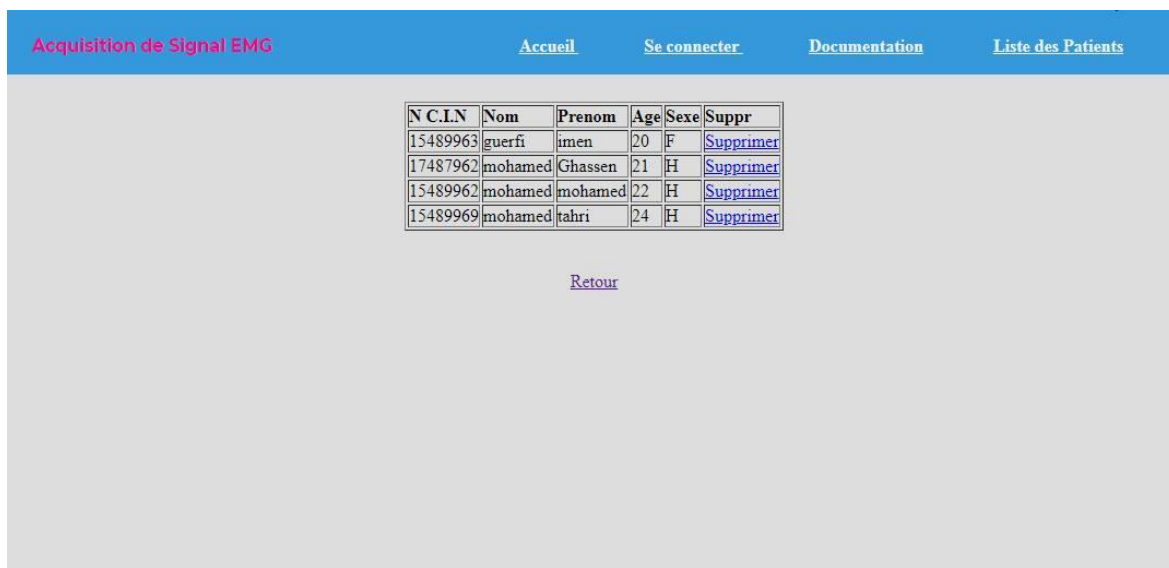
**Figure 31 : Message d'enregistrement**



**Figure 32 : Fenêtre d'inscription**

#### 2.2.4 Fenêtre de liste des patients

Cette page présente la liste des patients qui ont été inscrit dans notre plateforme à partir de cette page nous pouvons faire les modifications nécessaires et nous pouvons supprimer l'inscrit d'un patient si nous avons commis une erreur.



**Figure 33 : Fenêtre de liste des patients**

#### 2.2.5 Fenêtre d'acquisition

Pour réaliser cette acquisition nous avons apprendre comment programmer l'ESP32 pour qu'il se comporte comme un serveur web. C'est à dire que nous pourrons interagir avec le programme, depuis une interface web accessible depuis un navigateur internet.



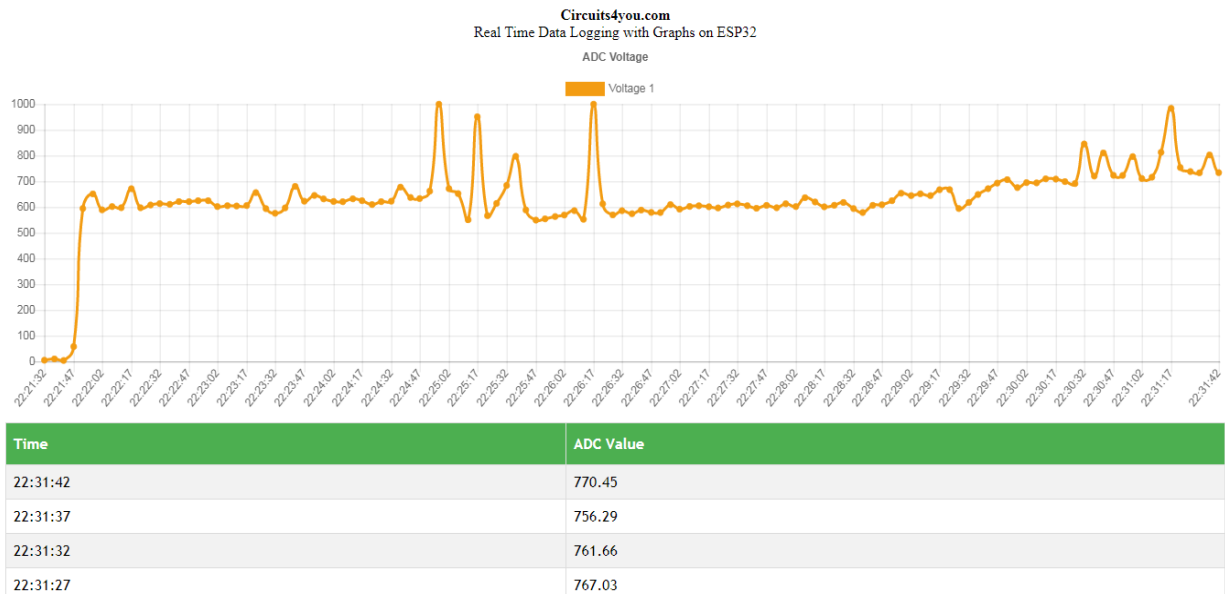


Figure 34 : Fenêtre d'acquisition

### 2.2.6 Fenêtre de documentation

Cette fenêtre comprend quelques documentations sur le signal EMG et aussi des liens vers des vidéos explicatives

**Documentation Sur le Signal EMG**

**Définition**

L'électromyogramme (EMG) est un signal physiologique de nature électrique qui peut être recueilli sur le corps humain (muscles) au moyen d'électrodes appropriées : capteurs de surface (simplement posés sur le muscle observé) ou de profondeur (aiguilles disposant de deux capteurs ou plus à son extrémité). Ce fameux signal présente une variabilité aléatoire en fonction de plusieurs paramètres : l'âge, le sexe, la taille du muscle et l'état physiopathologique du sujet. Le traitement numérique dont bénéficie ce signal, permet de mettre à la disposition du médecin des informations qui aident ce dernier à établir un diagnostic rapide. Parmi les techniques de traitement des signaux électromyogrammes (EMGs) les plus anciennes et qui ont été largement utilisées pour faciliter son analyse et extraire les paramètres pertinents, dans le domaine temporel on trouve :

**1.1. Un électromyogramme rectifié Figure 1**

Cette étape consiste à rendre positive les différences potentielles négatives (obtenues par les électrodes) en conservant leurs amplitudes, et en calculant la valeur absolue du signal EMG brute. Sachant que la plupart des potentiels biologiques ont un aspect presque symétrique par rapport à la ligne de base, et par conséquent si on veut intégrer un signal non rectifié sur un temps relativement long on aura des valeurs qui tendent vers zéro (des valeurs faibles). Donc la rectification du signal EMG nous aide pour l'intégration.

(a)

Figure 35 : Fenêtre de documentation

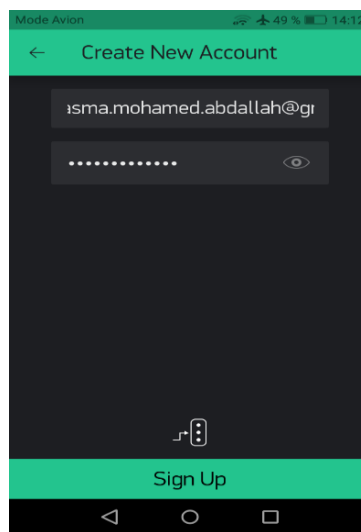
## 2.3 Réalisation de l'interface Blynk

Blynk a été conçu pour l'Internet des Objets. Il peut contrôler un hardware à distance, il peut afficher des données de capteur, il peut stocker des données, les visualiser et faire beaucoup d'autres trucs cools. Et le responsable de toute les communications entre le smartphone et le

hardware c'est le **Serveur Blynk**. C'est pourquoi nous avons choisi cette plateforme pour faire une interface qui sert à acquérir et à superviser un signal EMG en utilisant un capteur MyoWare et une carte ESP32 comme hardware connecté sur WIFI

### 2.3.1 Fenêtre d'Authentification

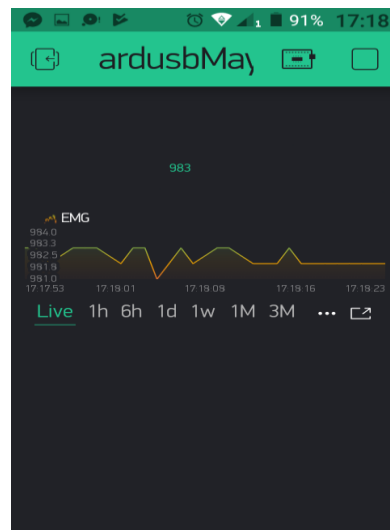
La Figure suivant est l'interface d'authentification de notre solution mobile. L'utilisateur saisit son identifiant et son mot de passe. Dans cette page le bouton « sign up » autorise une connexion sécurisée via un mot de passe afin d'accéder à l'interface principale. S'ils sont corrects, une boîte de dialogue s'ouvre, et nous pouvons réaliser notre interface.



*Figure 36 :Interface d'authentification*

### 2.3.2 Menu principale

Dans cette interface mobile nous pouvons voir la courbe de signal EMG acquis ainsi que sa valeur d'amplitude en temps réel. Le service donné par notre interface est efficace, rapide, fiable, facile à prendre en main, n'importe quelle personne peut l'utiliser.



*Figure 37 :menu principale*

## Conclusion & perspective

Ce chapitre a été pour nous, l'occasion de présenter le parcours de notre travail dès le premier moment avec l'explication de choix des logiciels et les environnements que nous avons utilisés pour réaliser nos interfaces tout en expliquant leurs modes de fonctionnement. En effet, un traitement du signal EMG a été réalisé selon un certain nombre de critères tel : le traitement numérique du signal, le stockage de l'information et la manipulation des données. Et nous avons comme perspective d'exploiter le signal EMG pour activer des prothèses ou se connecter à des objets et les contrôler grâce à nos muscles. De plus on veut faire un réseau de capteurs biomédicaux pour des applications de suivi médical afin d'assurer la téléassistance des patients

## **Conclusion Générale**



Notre projet présente le développement des interfaces d'acquisition et de supervision du signal EMG ainsi que son traitement et consiste à l'utilisation d'un outil biomédicale (capteur MyoWare) et une carte ESP32 qui a une connexion wifi intégré qui nous a aidé à faire le diagnostic à travers des interfaces qui nous avons créés en utilisant les logiciels (LabVIEW, développement web et la plateforme IOT Blynk).

Nos interfaces présentent d'une part une aide numérique pour les médecins qui les utilisent pour évaluer et interpréter leurs observations et surtout pour mieux lire et comprendre les signaux EMG. Ces programmes leur offrent une assistance à la prise de décision rapide et précise. Et d'autre part offre à un simple utilisateur à faire un test médical d'une façon simple et à moindre coût, ils permettent donc de mieux gérer les pénuries de personnels médicaux et d'apporter à la population un accès à un service public de qualité indépendamment de la localisation géographique

Nous avons commencé par la description des notions essentielles liées à la structure des muscles squelettiques et les pathologies musculaires et l'analyse et exploitation du signal EMG. Nous avons ensuite cité les différents paramètres temporelles et fréquentiel que nous pouvons calculer afin de caractériser ses pathologies.

Ensuite, nous avons présenté les études théoriques de notre projet et la validation du système par simulation. De plus, nous avons fait une étude explicative de la conception orientée objet de notre travail.

Dans le chapitre 3, nous avons présenté l'implémentation de système, nous avons décrit en détail toutes les étapes de la mise en œuvre de notre outil, ainsi que les résultats obtenus. Nous avons présenté par la suite nos interfaces graphiques en expliquant les rôles de ses différents boutons.

En guise de perspectives, nous allons exploiter le signal EMG pour activer des prothèses et se connecter à des objets et les contrôler grâce à nos muscles. De plus on veut faire un réseau de capteurs biomédicaux pour des applications de suivi médical afin d'assurer la téléassistance des patients

## Références

- [1] <https://www.freeletics.com/fr/knowledge/notre-musculature-les-trois-types-de-muscles>
- [2] <https://docplayer.fr/45878602-La-realisation-des-mouvements-par-le-systeme-musculo-articulaire-l-organisation-d-un-muscle-squelettique-l-organisation-d-une-articulation.>
- [3] <https://fr.wikipedia.org/wiki/Muscle>
- [4] Propriétés des fibres musculaires squelettiques. 1. Influence de l'innervation motrice F.
- [5] Rüegg J.C. Muscle contraction: Molecular and cellular physiology. Chap 46 in Comprehensive Human Physiology, Springer-Verlag Berlin Heideberg., 1: 935-957, 1996.
- [6] Merletti R. Rainoldi A. Farina D. Surface electromyography for noninvasive characterization of muscle.
- [7] Article extrait de la thèse de médecine : « Présentation de concepts de physiothérapie selon trois discipline : les étirements, la musculation et l'endurance. Applications médicales et sportives ».Thèse soutenue en février 2008 à Lille, par M. Paulo Fernandes et dirigée par le Docteur Popineau.
- [8] Mark L.Latash,'Bases Neurophysiologiques de Mouvement',pp 64.1998.published2002.
- [9] <http://www.electrotherapy.org/modality/biofeedback>
- [10] H.Cao,'modélisation et évaluation expérimentale de la relation entre le signal EMG de surface et la force musculaire',Thèse de doctorat , science de l'ingénieur,université de technologie,de Compiègne, France, Janvier 2010
- [11] <http://smpp.northwestern.edu/bmec66/weightlifting/emgback.html>
- [12] Lindstrom L, Petersen I , ' Power spectrum analysis of EMG signals and its applications. In : Desmedt JE : Computer-aided electromyography'. Prog Clin Neurophysiol 1983 : 1-51.
- [13] F.LEBON , 'Efficience du travail mental sur le développement et le recouvrement des capacités motrices' ,Thèse du Doctorat Université Claude Bernard ,Lyon 2009
- [14] Daube JR , ' Electrophysiologic studies in the diagnosis and prognosis of motor neuron diseases'. Neurol Clin 1985 ; 3 : 473-93

[15] Basmajian JV, and De Luca CJ. Muscles alive: their functions revealed by electromyography, Williams and Wilkins Ed, Baltimore, 1985.

[16] <https://infobridgebd.wordpress.com/>